UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

1947-1948 — N° 175

DÉFORMATIONS DE LA COURBE ÉLECTROCARDIOGRAPHIQUE PROPRES A L'OSCILLOGRAPHE CATHODIQUE

Le tracé de l'Oscillographe à Corde étant pris comme référence

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

présentée et soutenue publiquement le 28 juillet 1948

PAR

Gilbert MARIANI

Élève de l'École principale du Service de Santé de la Marine.

Né à BARRETTALI (Corse), le 8 mai 1920.

Examinateurs de la Thèse

MM. DAMADE, professeur ..... *Président.*

REBOUL, professeur .....

BROUSTET, agrégé ..... *Juges.*

BLANQUIT, maître de conf. ....

BORDEAUX

IMPRIMERIES DELMAS

6, Place Saint-Christoly

1948

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41536518_0068

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

1947-1948 — N° 175

DÉFORMATIONS DE LA COURBE ÉLECTROCARDIOGRAPHIQUE PROPRES A L'OSCILLOGRAPHE CATHODIQUE

Le tracé de l'Oscillographe à Corde étant pris comme référence

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

présentée et soutenue publiquement le 28 juillet 1948

PAR

Gilbert MARIANI

Élève de l'École principale du Service de Santé de la Marine.

Né à BARRETTALI (Corse), le 8 mai 1920.

Examinateurs de la Thèse

MM. DAMADE, professeur ..... *Président.*

REBOUL, professeur .....

BROUSTET, agrégé ..... *Juges.*

BLANQUIT, maître de conf. ....

BORDEAUX

IMPRIMERIES DELMAS

6, Place Saint-Christoly

1948

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE DE BORDEAUX

DOYEN : M. DUPÉRIÉ.

ASSESSEUR : M. CHELLE.

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. DENIGÈS, H. MANDOUL, PETGES, GUYOT, ROCHER, LANDE, DUVERGEY, CARLES, LEURET, PÉRY, LABAT.

PROFESSEURS :

	MM.		MM.
Clinique médicale	DUPÉRIÉ.	Zoologie et parasitologie	R. SIGALAS.
id.	CREYX.	Médecine expérimentale	AUBERTIN.
Clinique chirurg. et gynécol.	CHARRIER.	Clinique ophtalmologique	BEAUVIEUX.
Clinique chirurgicale	PAPIN.	Clinique chirurg. inf. et orthop.	LOUBAT.
Clinique d'accouchements	RIVIÈRE.	Clin. des maladies infectieuses	DAMADE.
Anatomie pathol. et microsc. clin.	DE GRAILLY.	Chimie biologique et médicale	MACHEBOEUF.
Anatomie	VILLEMIN.	Physique méd. et pharmaceutique.	PIFFAULT.
Anatomie générale et histologie.	G. DUBREUIL.	Méd. col. et clin. mal. exotiques.	RONNIN.
Hygiène	PIÉCHAUD.	Clin. malad. cutanées et syphilit.	JOULIA.
Médecine légale et déontologie.	DERVILLÉE.	Clin. des mal. des voies urinaires.	DARGET.
Electroradiol. et clin. d'él. médic.	REBOUL.	Clin. mal. nerveuses et mentales.	DELMAS-MARSALET
Chimie	CHELLE.	Clin. d'oto-rhino-laryngologie	PORTMANN.
Botanique et matière médicale	GOLSE.	Toxicologie et hygiène appliquée.	CASTAGNOU.
Pharmacie	VITTE.	Clinique odonto-stomatologique	DUBECQ.
Physiologie	FABRE.	Clin. méd. des mal. des enfants.	FONTAN.

PROFESSEUR A TITRE PERSONNEL :

M. GIRARD.

PROFESSEURS SANS CHAIRE :

MM. PERRENS (Maladies mentales); — DUFOUR (Anatomie); MESNARD (Pharmacie).

MAITRE DE CONFÉRENCES :

M. BLANQUET (Physique pharmaceutique).

AGRÉGÉS EN EXERCICE :

	MM.		MM.
Anatomie	N...	Chimie biologique	TAYEAU.
Physiologie	N...	Obstétrique	N...
Médecine générale	BROUSTET.	id.	MAHON.
id.	SARIC.	Ophtalmologie	BESSIÈRE.
id.	DUBARRY.	Oto-rhino-laryngologie	DESPONS.
id.	F.-J. TRAISSAC.	Dermatologie et syphiligraphie	LE COULANT.
id.	BERGOUIGNAN.	Histologie	MAYER.
Pédiatrie et puériculture	VERGER.	Physique médicale	N...
Chirurgie générale	MASSÉ.	Chimie gén. pharm. et toxicol.	N...
id.	MAGENDIE.	Histoire natur. méd. et parasitol.	N...
id.	POUYANNE.	Pédiatrie et puériculture	VERGER.
id.	LAUMONIER.	Méd. légale et méd. du travail.	L'ÉPÉE.
id.	CHAVANNAZ.	Electroradiologie	LACHAPÈLE.
		Odonto-stomatologie	MARONNEAUD.

COURS COMPLÉMENTAIRES :

	MM.		MM.
Médecine opératoire	MASSÉ.	Botanique	GIRARD.
Accouchements	N...	Cryptogamie	GIRARD.
Puériculture	PERY.	Pharmacie galénique	MESNARD.
Urologie	N...	Bactériologie	MOUREAU.
Législation pharmaceutique	POPLAWSKI.	Physiologie	Mlle ROUGIER.
Ophtalmologie	N...	Chimie biologique	N...
Anatomie	RIGAUD.	Parasitologie et biologie appliqu.	PAUTRIZEL.
Chimie minérale	N..	Pathologie chirurgicale	LAUMONIER.
		Electroradiologie	CAILLON

Le Secrétaire de la Faculté : ROUGERIE.

Par délibération du 5 août 1879, la Faculté a arrêté que les opinions émises dans les Thèses qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle entend ne leur donner ni approbation ni improbation.

R. UNIV. BIBLIOTHEEK LEIDEN

A LA MEMOIRE DE MON COUSIN

René MARIANI

Martyr de la Résistance

A MA MERE ET A MON PERE

Témoignage d'éternelle gratitude.

A TOUS MES PARENTS

A LA MEMOIRE DE MES CAMARADES
MORTS POUR LA FRANCE

A TOUS MES AMIS

A Monsieur le Médecin Général GALIACY

Directeur de l'Ecole Principale du Service de Santé
de la Marine et des Colonies,
Commandeur de la Légion d'honneur,
Croix de guerre,
Médaille de la Résistance.

A Monsieur le Médecin en Chef SIMON

Sous-Directeur de l'Ecole Principale du Service de Santé
de la Marine et des Colonies,
Médecin des Hôpitaux maritimes,
Officier de la Légion d'honneur,
Officier d'Académie,
Médaille d'Argent de l'Education physique.

A NOS MAITRES DES HOPITAUX ET DES FACULTES
DE MARSEILLE ET DE BORDEAUX

A NOS JUGES

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur DAMADE

Professeur de Clinique des maladies infectieuses,
Chevalier de la Légion d'honneur,
Croix de guerre,
Médaille d'Argent des Epidémies,
Officier d'Académie.

Qui nous a fait le grand honneur de présider cette thèse.

Hommage respectueux.

AVANT-PROPOS

L'étude comparative des tracés électrocardiographiques pris à l'oscillographe à corde et à l'oscillographe cathodique nous fut inspirée par le Docteur Bergaud. Il nous fit remarquer à juste titre que les deux types de courbes n'étaient pas exactement les mêmes et que le praticien était souvent en difficulté pour la lecture des tracés pris à l'oscillographe cathodique. Cette difficulté résulte uniquement du fait que presque tous les tracés étudiés dans les manuels proviennent d'enregistrements pris à l'aide d'appareils à corde ou d'appareils du même type. C'est en partant de telles considérations que nous avons intitulé cet opuscule « Déformations de la courbe électrocardiographique propres à l'oscillographe cathodique », prenant ainsi pour tracé de référence le tracé classique du galvanomètre à corde. En fait, comme nous le verrons, s'il y a des déformations d'origine mécanique dans les tracés recueillis, c'est plutôt au galvanomètre à corde que l'on devra les attribuer.

Malgré les difficultés que nous avons eues pour mener à bien cet exposé, et sans doute à cause même de ces difficultés, nous remercions très vivement le Docteur Bergaud de nous avoir suggéré un sujet aussi plein d'intérêt.

A côté de l'étude comparative des tracés, nous avons pensé qu'il ne serait pas tout à fait inutile de donner un aperçu sur le fonctionnement des principaux appareils utilisés en électrocardiographie. Nous avons aussi consacré un chapitre à l'exposé, forcément très bref, des diverses théories émises en vue d'expliquer la genèse de l'électrocardiogramme, et dont nous n'avons trouvé que de très faibles échos dans la littérature française.

Le plan de notre travail sera le suivant :

Chapitre I. — Exposé théorique des diverses hypothèses avancées jusqu'à ce jour en vue d'expliquer la courbe électrocardiographique.

Conclusion envisageant l'utilisation méthodique dans le domaine expérimental d'un appareil d'enregistrement présentant un maximum de fidélité.

Chapitre II. — Fonctionnement des divers appareils utilisés en électrocardiographie.

Chapitre III. — Etude comparative de tracés normaux pris simultanément avec un galvanomètre à corde et un oscillographe cathodique. Analyse des causes de distorsions mécaniques dans les enregistrements obtenus.

DÉFORMATIONS

DE LA

COURBE ÉLECTROCARDIOGRAPHIQUE

PROPRES A L'OSCILLOGRAPHE CATHODIQUE

Le tracé de l'Oscillographe à Corde étant pris comme référence

---

CHAPITRE PREMIER

LES COURANTS D'ACTION DU CŒUR

En étudiant la contraction musculaire, on peut presque affirmer que trois processus essentiels se suivent dans le temps. A savoir : l'excitation, d'origine nerveuse; des processus chimiques, et enfin la déformation mécanique de la fibre musculaire. Si l'on n'a que des notions assez peu précises sur l'intimité de ces trois processus, nos connaissances sont encore plus obscures en ce qui concerne les mécanismes intermédiaires et leurs origines.

Le courant d'action du muscle doit-il être considéré comme l'un de ces mécanismes intermédiaires ?

Est-il une cause ou un effet parmi les processus qui précèdent la contraction mécanique proprement dite, ou bien est-il simplement un effet de cette contraction elle-même ?

Les théories et les hypothèses sont nombreuses à ce sujet. Malgré leur diversité, toutes s'appuient sur des expériences concluantes, ou semblant l'être. L'examen de ces hypothèses ne nous semble pas être d'un grand intérêt, et, sans vouloir démêler si l'origine du courant d'action musculaire est d'ordre mécanique ou d'ordre physico-chimique, nous considérerons ce courant en lui-même et nous l'étudierons comme tel.

Nous admettrons que le courant électrique est contemporain des phénomènes physico-chimiques qui sont probablement à l'origine de la contraction mécanique du muscle. En ce cas, nous devons admettre que le courant se situe entre l'excitation et la contraction mécanique. Ceci est contraire aux hypothèses d'Einthoven et de ses élèves, pour qui le mécanogramme précède l'électrocardiogramme. Pour De Jongh [35], les deux enregistrements sont simultanés; et, plus récemment, Ménétrel [48] exprime que l'électrocardiogramme est un courant résultant de la contraction myocardique.

Outre que de telles expériences ne peuvent être considérées comme absolument concluantes du fait que l'on se sert d'appareils de sensibilité essentiellement différente, il semble assez logique d'attribuer aux échanges ioniques des réactions précédant la contraction l'origine du courant d'action. De plus, de nombreuses expériences, parmi lesquelles figurent plus particulièrement les enregistrements synchrones de l'électrocardiogramme et la cinématographie des mouvements du cœur [46], semblent devoir mettre en évidence un certain temps de latence électro-mécanique variant de 2/1.000 à 3/100 de seconde. Certaines substances ou le froid peuvent allonger ce temps de latence.

Nous laisserons de côté cette question sur la genèse intime du courant d'action pour donner une vue d'ensemble sur les différentes théories qui essaient d'expliquer la morphologie de l'électrocardiogramme en fonction de l'activité cardiaque.

On peut classer ces différentes théories en deux groupes

principaux, chacun de ces deux groupes partant d'une hypothèse différente. Le premier fait appel à « l'hypothèse de négativité », comme l'appelle Craib [7]. Dans ce groupe, partant d'une même hypothèse, nous trouverons plusieurs théories pour expliquer la morphologie de l'électrocardiogramme.

Le deuxième groupe fait appel à l'hypothèse « des doublets », cette hypothèse donne une explication différente de l'électrocardiogramme. Cette dernière théorie doit sa naissance à une première interprétation de Lewis [41] introduisant la notion « de potentiel limité », et, après avoir été entièrement exposée par Craib, a été complétée par Wilson et Mac Leod [56].

I. — *L'hypothèse de négativité.*

Si l'on relie les deux extrémités d'un muscle à un galvanomètre, il ne passe aucun courant. Si on excite ce muscle à l'une de ses extrémités, on décèle au galvanomètre un « courant d'action » allant de l'extrémité inactive, dite alors polarisée positivement, vers l'extrémité active, qui se polarise négativement. Lorsque l'activation est totale, le potentiel retombe à zéro, toute la surface du muscle étant alors polarisée négativement. Cette dépolarisation peut n'être que partielle d'après Osler, et l'électro-positivité de l'état de repos ne disparaîtra pas alors complètement. Le même phénomène se présente si, à partir du muscle au repos, on relie un galvanomètre à une partie saine de sa surface et à une partie blessée. Cette dernière présente un potentiel négatif par rapport à la surface saine. Ce courant, qui répond vraisemblablement à un déterminisme analogue à celui de la contraction, est dit « courant de repos ». La surface du muscle cardiaque se dépolarise donc en état d'activité tout comme les autres muscles, et sa surface devient alors électro-négative par rapport au potentiel qu'elle avait à l'état de repos. En reliant le point de départ de l'excitation cardiaque et son point d'arrivée à un galvanomètre, nous avons une variation

du potentiel durant le travail du cœur. Selon les auteurs, ce potentiel, s'il était recueilli directement à la surface cardiaque, serait de l'ordre de 20 à 50 millivolts. Recueilli à la périphérie du corps, du fait de la résistance des tissus, il est de l'ordre du millivolt.

A partir de cette hypothèse, lorsqu'on dérive, par deux électrodes reliées aux extrémités d'un galvanomètre, le courant d'action d'un lambeau de muscle excité, on obtient une courbe diphasique formée d'un accident au-dessus et l'autre au-dessous de la ligne de repos. Chacun des deux accidents correspond au passage de l'onde négative sous chacune des deux électrodes. Le courant qui traverse la corde change de sens; on conçoit ainsi que le sens des déflexions s'inverse. Selon la distance des électrodes et suivant la vitesse de propagation de l'onde dans l'élément musculaire considéré, les deux déflexions seront ou séparées par un segment isoélectrique plus ou moins long ou bien annuleront partiellement leurs effets.

Une excitation portée sur un tel élément musculaire à égale distance des deux électrodes ne donnera aucune oscillation du fait que la dépolarisation se propage à égale vitesse vers les deux électrodes simultanément [46]. En résumé, chaque point du muscle présente un potentiel monophasique; l'excitation se traduit par une variation négative de la polarisation d'une surface musculaire [27]. La dérivation de deux points de cette surface excitée se traduira au point de vue électrique par la progression entre ces deux points d'une onde de négativité. Lorsque les deux points de dérivation sont à un même potentiel, qu'il soit positif ou négatif, il n'y aura aucun passage de courant.

La vitesse de l'onde de négativité peut se mesurer du fait qu'elle est la même que celle de l'excitation physiologique, les deux phénomènes paraissant essentiellement liés à l'autre. Exposée tout d'abord par Du Bois Raymond, cette hypothèse a été reprise par Hermann, Gasser, Bernstein, Lillie et d'autres auteurs.

Pour Hermann [34], la propagation de cette onde de négativité s'explique par « les courants locaux ». Si l'on admet que l'intérieur de la fibre élémentaire est polarisée négativement et que sa surface externe est polarisée positivement, l'excitation en un point de la surface cellulaire provoque une dépolarisation locale qui neutralise le potentiel positif de cette surface et le met au même niveau que le potentiel négatif recouvrant le côté interne de la membrane. Il va donc à partir de ce point se constituer un transport d'électricité positive depuis les parties intactes (au repos) vers les parties lésées (ou excitées) et un transport inverse à l'intérieur de la fibre. Ces courants locaux « en tourbillons » vont se propager ainsi tout le long de la membrane avec l'excitation.

Bernstein [1] explique la négativité de l'onde d'excitation par sa « théorie de membrane ». Au repos, la membrane d'une fibre musculaire est semi-perméable. Les cathions seuls peuvent la traverser et constituent une couche uniforme de charges positives à l'extérieur de la cellule. Les anions ne peuvent pas traverser la membrane sélective et sont répartis sur sa surface interne, qui se trouve ainsi polarisée négativement. L'excitation serait liée à une augmentation locale de la perméabilité de membrane : en de telles régions, anions et cathions vont se rejoindre et la polarité positive de surface va disparaître (dépolarisation). Le segment en action se trouve donc être négatif par rapport à la surface du segment voisin au repos et de tout le reste de la fibre, ainsi que des fibres environnantes où ne siège aucune activité. Au maximum d'excitation correspond un maximum de perméabilité, soit de négativité. Lorsque la fibre retourne à l'état de repos, la négativité va décroître progressivement, et les charges positives reparaissent à la surface de la membrane (repolarisation). En un point lésé de la membrane, il y aura aussi augmentation de la perméabilité et migration ionique. Ce qui créera un « courant de blessure » (appelé précédemment « courant de repos »), qui différera du courant d'action par le fait qu'il reste constant au point où il a été provoqué.

A partir de l'hypothèse commune de la négativité, les théories sont nombreuses qui veulent interpréter les différentes parties du tracé électrocardiographique.

Toutes ces théories peuvent se classer en deux catégories :

— Dans les théories « topographiques », l'élément le plus important qui donne à la courbe sa morphologie réside dans la complexité des effets électriques prenant naissance dans le muscle cardiaque. Et c'est l'interférence de ces effets dans l'espace et dans le temps qui aboutit à une courbe résultante normale.

— La deuxième catégorie comprend les théories « histo-physiologiques ». Le terme est d'Henry Frédéricq, qui les a particulièrement étudiées [26-27].

La structure même du myocarde, intermédiaire entre celle des muscles lisses et des muscles striés, et son mode de contraction, composé d'une phase rapide clonique et d'une phase lente tonique, sont les éléments essentiels auxquels on doit attribuer les deux types d'onde (R et T) du complexe ventriculaire.

Nous remarquerons tout de suite, avant de les examiner plus en détail, que ces théories visent particulièrement à interpréter le complexe ventriculaire. En ce qui concerne l'onde P, l'accord existe chez presque tous les auteurs pour y voir la manifestation électrique de la contraction auriculaire. De plus, l'onde P serait en réalité formée d'un petit complexe analogue au complexe ventriculaire, et que certains auteurs ont pu mettre en évidence, en particulier par des enregistrements de cœur de grenouille ou de mammifère après excision des ventricules (Lutembacher, Wilson, Mac Leod, Katz, ...). De sorte que la théorie qui expliquera le complexe ventriculaire sera aussi valable pour expliquer le complexe auriculaire. Si ce dernier n'apparaît pas entièrement sur des électrocardiogrammes ordinaires, on suppose que c'est à cause de son petit voltage et à l'empiétement sur une grande partie de l'auriculogramme des déflexions rapides du ventriculogramme [38-46-47-58].

A. — Théories topographiques.

Dans les toutes premières théories topographiques, on considérait Q R S comme l'envahissement des muscles papillaires par l'onde d'excitation. T représentait le retour de l'onde d'excitation vers la base du cœur (Kraus et Nicolaï). Ceci supposerait que l'onde d'excitation met plusieurs fois le temps qu'il lui a fallu pour atteindre la pointe pour revenir à la base. Et, de plus, ce fait s'oppose à ce qu'un lambeau ventriculaire donne une courbe aussi complexe que l'électrocardiogramme normal [26].

Bayliss et Starling considèrent que l'onde de négativité atteint d'abord la base du cœur : la différence de potentiel existant entre base et pointe donne alors la déflexion rapide. Puis la négativité se propage à toute la masse ventriculaire, d'où différence de potentiel nulle entre les deux électrodes et ligne isoélectrique S T. L'onde T proviendrait du fait que, en fin de systole, la pointe est déjà repolarisée positivement, alors que la base reste un peu plus longtemps électronégative.

Pour Einthowen [20-21], Q R S correspondent à l'envahissement rapide des ventricules par l'onde d'excitation. Q apparaît lorsque l'excitation commence dans le ventricule gauche ou au voisinage de la pointe. R correspond à la contraction de la base et du ventricule droit. S signifie le retour de l'excitation au ventricule gauche. S T représente le repos électrique du cœur.

L'onde T répond au relâchement diastolique. Ce relâchement ne serait pas simultané dans toute la masse musculaire. Certains points seraient encore en contraction lorsque d'autres sont déjà au repos : ce qui donnerait à l'onde T sa lenteur.

Pour de Boer [3-4], la combinaison entre négativité de base et négativité de pointe s'opposerait pour donner la courbe résultante.

De plus, il combine cela avec une nature dualiste de la contraction (contraction clonique + contraction tonique).

Ainsi, chaque monogramme est constitué d'une ligne as-

cendante rapide et de grande amplitude suivie d'une déflexion lente et arrondie qui revient lentement au zéro. Bien que tous deux négatifs, les courants de base et de pointe se propagent dans des directions opposées. Comme ils sont peu éloignés et que la vitesse de l'onde d'excitation est grande, leur sommation algébrique donnera la courbe résultante (fig. 1). Comme l'effet tonique qui donne la partie arrondie de chaque courbe composante dure plus à la base qu'à la pointe, l'onde tonique basale ne sera pas annulée complètement par l'onde tonique apicale. D'où onde T vers le haut. Frédéricq [26] objecte à cette théorie qu'elle n'explique pas l'électrocardiogramme complexe de lambeaux ventriculaires ou auriculaires. Il fait remarquer ensuite que T débute 0,2 seconde avant le début de la chute de pression dans le ventricule. Avec une telle précession, il est difficile de considérer T comme manifestant la fin de l'état tonique.

Comme le fait remarquer Lutembacher, si les monogrammes de la base et de la pointe ont des déflexions opposées, ce n'est nullement parce que le sens de l'onde d'excitation au niveau de la pointe est inversé par rapport à celui de la base [46]. Cela tient simplement au fait que base et pointe sont reliées chacune à une extrémité différente du galvanomètre. Le sens du courant dans la corde va donc changer, et cette dernière aura des déflexions opposées pour un même courant.

Pour Straub, Eiger et Bakker, l'onde R répondrait à un processus catabolique, et T serait l'expression électrique d'un processus anabolique s'exerçant en sens inverse. Ce à quoi on a objecté [26] que T survient bien avant le début de la diastole, c'est-à-dire avant le moment probable de la réparation anabolique. En outre, la corde devrait être en T, déviée en sens inverse de la déviation R.

Dans un même ordre d'idée, Seeman pense que R répond à l'excitation et T à la contraction.

Reprenant les expériences de de Boer, Lutembacher [46] obtient, en supprimant de façons diverses l'activité de la

pointe puis de la base, des courbes monopolaires de base et de pointe. Mais ces courbes ne sont que des courbes monophasiques identiques à celles obtenues avec un muscle ordinaire dont une des électrodes est placée en région inactive, avec la différence que la déflexion rapide est suivie d'une phase lente et arrondie due à l'importance de l'élément tonique dans le myocarde. Se servant ensuite d'un segment latéral du cœur immobilisé, Lutembacher obtient un monogramme de pointe et un monogramme de base de même sens, ces deux segments étant activés. Le fait provient de ce que l'électrode influencée la première l'est dans le même sens que la deuxième (1). Dans les courbes étudiées par de Boer, les deux électrodes étaient influencées en sens inverse. Donc la marche de l'excitation est la même à la base comme à la pointe. Lutembacher obtient dans toutes les régions du cœur, et conformément à la théorie de Frédéricq, une courbe ayant toujours le même type et caractérisée par une déflexion rapide et ample, caractéristique de la contraction initiale des gliodes contractiles, et suivie d'une onde lente de tonus. Donc les observations de de Boer, bien qu'exactes, doivent être interprétées différemment.

D'après Lewis [41-43], la variation électrique se propage avec l'onde d'excitation et devient double en atteignant le faisceau de Hiss. L'électrocardiogramme n'est alors que la résultante de deux effets électriques qui sont d'abord de même sens et s'ajoutent lorsque les deux branches sont parallèles, puis changent de sens et se retranchent lorsque ces deux branches vont s'incurver pour se résoudre dans le réseau de Purkinje distribué dans les deux ventricules. La branche gauche s'incurvant plus tardivement que la droite, le dextrogramme sera légèrement en avance sur le lévogramme. De sorte que la résultante des deux courbes comprendra une flèche principale dirigée vers le haut, direction habituelle du dextrogramme. On remarquera que d'autres

(1) Les deux électrodes actives (1° basale et 2° apicale) sont successivement reliées à la même extrémité de la corde.

facteurs d'asymétrie interviennent comme par exemple l'épaisseur du myocarde gauche retardant la diffusion en surface du courant [44]. Comme le fait remarquer Lutembacher [45], la théorie du bigramme droit et gauche n'apporte aucune explication du complexe Q R S T. Que la flèche rapide R, manifestation de l'impulsion excitatrice des ventricules, soit la résultante d'effets électriques ventriculaires ou d'autres parties du myocarde, le fait est possible, mais le problème de S T et de l'onde T reste entier.

Pour Gilson [32], un électrocardiogramme diphasique comprenant R et T résulte de la combinaison de deux monogrammes. Chacune des deux courbes monophasiques présente une ascension brusque suivie, à la même hauteur, d'un plateau à peu près constant durant un temps relativement long; puis une chute lente se fera de façon asymptotique vers la position d'équilibre (phase de récupération électrique).

Les expériences de Gilson portent sur des fragments de ventricules de tortue. Les enregistrements sont effectués avec un tube cathodique. La courbe monophasique enregistrée en dérivation unipolaire avec la deuxième électrode reliée à la terre est, à toutes conditions égales, constamment la même en un point quelconque du myocarde. La courbe résultante, lorsque les deux électrodes sont influencées successivement par le courant d'action, aura une morphologie qui dépendra uniquement de la distance interélectrode pour une vitesse donnée de la propagation de l'excitation. Le début de T correspond ainsi toujours au début de la phase de récupération électrique au point de dérivation proximale [1] (fig. 2).

Les irrégularités de l'onde T correspondent à des irrégularités anatomiques dans la disposition des fibres de l'élément de tissu examiné. D'autres irrégularités, particuliè-

---

(1) Dans tout cet exposé, on conviendra d'appeler électrode proximale l'électrode atteinte en premier par l'onde d'excitation. Elle est toujours connectée à l'appareil enregistreur de telle sorte que sa négativité relative donne une déflexion vers le haut.

rement des fortes dépressions incluses dans l'onde R elle-même seraient le résultat d'un shuntage par la surface musculaire elle-même; en particulier par les régions mortes ou inactives de la bande, qui vient ainsi amoindrir le potentiel sous-jacent à l'électrode influencée. Quant aux accidents Q et S, ils s'expliqueraient eux aussi par un shuntage superficiel du muscle humide. Contrairement à l'hypothèse de Craib, ils ne constitueraient pas des éléments de courbes polyphasiques obtenues à partir du courant d'action musculaire. Dans des conditions expérimentales éliminant au maximum les effets de shunt, des enregistrements cathodiques ont été obtenus dans lesquels les accidents Q et S étaient souvent absents (Bishop, Erlanger et Gasser, 1926). Comme le fait remarquer à juste titre Gilson [32], l'explication exacte des ondes Q et S doit s'attacher non seulement à expliquer leur présence, mais aussi leur absence dans des éléments musculaires semblables lorsqu'on fait varier certaines conditions expérimentales. On remarquera aussi que la partie ascendante de l'onde monophasique ne présente pas de pointe au-dessus du reste de la courbe. Cette pointe pourrait bien être due uniquement à l'inertie de la corde dans les enregistrements galvanométriques.

Pour Bishop et Gilson [2], les résultats expérimentaux de Craib, exécutés à partir de lambeaux musculaires immergés en milieu conducteur étendu, n'infirment pas l'hypothèse de négativité, mais encore ils viennent l'appuyer. A partir de l'hypothèse de négativité, ces auteurs donnent une explication du diphasisme (en dérivation monopolaire) et du triphasisme (en dérivation bipolaire) du complexe ventriculaire rapide initial et qui sont la base essentielle de la théorie des doublets de Craib.

Comme nous l'avons déjà rapporté, de tels enregistrements sont expliqués par un shuntage asymétrique du courant d'action au niveau des électrodes. Ce shuntage se manifeste de deux façons :

— D'abord par le circuit externe du muscle dans le cas

d'une électrode de contact dite localisée et une dans le milieu externe conducteur dite diffuse. Soit, en effet, un élément musculaire (sartorius de grenouille) *in situ* et dénudé avec une électrode localisée à une certaine distance du point d'excitation et l'autre « diffuse » sur une partie du corps. Au moment où le courant d'action prend naissance à une extrémité musculaire, une partie de la surface corporelle en contact avec la région musculaire active devient négative par simple conduction électrique. Le corps constitue donc la première dérivation atteinte par la négativité; l'électrode diffuse, la première influencée, donnera un accident vers le bas. Puis, lorsque l'onde de négativité elle-même arrivera sous l'électrode de contact, nous aurons une flèche vers le haut constituant ainsi le complexe rapide diphasique de Craib en dérivation monopolaire. On remarquera que, selon la position de l'électrode de contact par rapport au point de départ de l'excitation, l'onde de négativité de cette électrode peut soit succéder à l'onde vers le bas due à l'activité au niveau de l'électrode distale, soit la précéder, soit enfin l'interrompre. Dans ce dernier cas, la négativation de l'électrode de contact (placée vers le milieu du muscle excité) se produit, alors que persiste toujours l'activation de l'électrode diffuse. La déflexion de cette dernière dirigée vers le bas, et de potentiel moins élevé, apparaîtra alors comme formée de deux ondes plus petites, dirigées toutes deux vers le bas et séparées par une onde élevée dirigée vers le haut. Celle-ci indique le moment où la négativité atteint l'électrode localisée (fig. 3). Les mêmes phénomènes se produisent si, au lieu d'un muscle *in situ*, on se sert d'un muscle placé en milieu conducteur étendu avec une électrode « localisée » et une électrode « diffuse » à une certaine distance dans le bain conducteur. Tout ceci implique évidemment que le milieu extérieur présente une résistance plus faible que le muscle considéré. Si à présent on tient compte des irrégularités anatomiques (trabécules, pédicules vasculo-nerveux, ...), on conçoit que la variation des résistances interposées sur la marche du courant,

de même que les changements locaux dans la direction de l'excitation, amènent des irrégularités donnant à la courbe une allure polyphasique.

— En second lieu, le shuntage peut se faire par le circuit interne du muscle dans le cas de deux électrodes de contact. Nous considérerons à présent un tissu musculaire en contact avec une couche étendue de fluide conducteur (soit qu'on l'immerge complètement ou partiellement). Un point d'excitation à la surface d'un tel élément est dépolarisé. A partir de ce point, il s'établit un gradient de potentiel allant des régions inactives vers les régions actives à l'extérieur de la fibre et des régions actives vers les régions inactives à l'intérieur (Hermann, Bernstein, Lillie). On conçoit aisément que plus la conductivité du milieu extérieur sera grande, plus ces gradients de potentiels s'étendront par conduction électrique en avant du point excité. Si à présent (fig. 4) nous considérons deux électrodes *a* et *b* de contact placées successivement en avant du point d'excitation, étant donné que la résistance de ces électrodes et de leur circuit est très élevée par rapport à celle du milieu extérieur, et comme, de plus, elles sont en contact direct avec le muscle, elles vont se trouver pratiquement isolées de ce milieu extérieur. Par contre, elles seront influencées par les variations du potentiel se développant à l'intérieur même du tissu. Or, avant que l'onde de négativité n'atteigne l'électrode *a*, elle va être précédée dans le milieu conducteur (qui est l'intérieur de la fibre) d'un gradient de potentiel allant de *a* vers *b*, de sorte que *a* se trouvera être positif par rapport à *b*. Puis l'onde d'excitation va passer sous *a* et le même phénomène se produira au niveau de *b* avant que l'onde d'excitation n'y soit arrivée. Ainsi la variation diphasique habituelle, due au passage de la négativité sous *a* et sous *b*, viendra s'ajouter à une autre variation diphasique de sens opposé (fig. 4_1 et 4_2) traduisant le changement du potentiel shunté dans le tissu intérieur de l'élément musculaire immergé. La composante des deux courbes telle que l'enregistre l'appareil de mesure

aura une allure triphasique, avec en particulier une onde de positivité initiale précédant la première onde de négativité (fig. 4_3). Si toute une surface entière du muscle étudié est exposée à l'air hors du bain, la surface opposée étant dans le bain, l'enregistrement sera identique au précédent. Il en est de même pour un tissu *in situ* dont une surface a été dénudée et sur laquelle reposent des électrodes : les fibres inactives et le tissu ambiant jouent le rôle de milieu conducteur.

B. — Théories histophysiologiques.

Pour Frédéricq [26-27], la contraction cardiaque diffère tant au point de vue mécanique qu'au point de vue électrique des secousses simples du muscle squelettique. Ainsi l'onde rapide R et l'onde lente T ne résultent pas de l'excitation ou de la contraction successives de portions distinctes du cœur. En effet, des lambeaux de myocarde découpés indifféremment dans un ventricule ou dans une oreillette, et qui plus est dans des cœurs les plus dissemblables du règne animal, donnent un enregistrement de leur courant d'action toujours analogue, présentant successivement une onde rapide du type R et une onde lente du type T, tout comme dans l'électrocardiogramme normal.

« Si chaque élément contractile du myocarde fournit une variation électrique qui s'extériorise successivement par R et T, on se demandera si ces deux variations successives correspondent à un seul et même processus se répétant deux fois, ou plutôt à deux processus différents se succédant au même endroit : la différence de forme de R et de T, la labilité de T par rapport à la stabilité de R, plaide en faveur de cette dernière hypothèse... Si l'on songe que le myocarde tient le milieu entre les deux types musculaires, on est tenté de voir dans la courbe électrocardiographique une contraction rapide due à l'activité des myofibrilles et une ondulation finale plus lente T traduisant l'activité plus lente et plus durable du sarcoplasme. »

L'électrocardiogramme complet est donc caractéristique de la structure histologique du myocarde et ne dépend nullement de sa morphologie macroscopique.

Pour Kahn, l'onde T serait liée à un processus physiologique se déroulant dans chacune des parties du muscle cardiaque.

De Meyer [12] considère l'onde T comme due en partie à un courant de déformation, qu'il suppose lié au courant dû à la contraction tonique de nature sarcoplasmique. Il en serait de même, en partie, de l'onde U lorsqu'elle existe. Elle serait causée par le courant de déformation lors de la réplétion diastolique du ventricule.

Pour de Meyer, la courbe diphasique Q R R correspond soit à la phase de contraction du myocarde, soit au courant d'action proprement dit. Le courant électrique qui donne T serait essentiellement un courant de déformation, cette dernière étant due à la contracture qui vient ajouter ses effets électriques. De sorte qu'un complexe total comporte ainsi au moins trois sortes de courants. Le segment isoélectrique S T répond, pour cet auteur, à un repos électrique réel correspondant à un petit intervalle qui sépare le travail clonique des myofibrilles du travail tonique du sarcoplasme [12].

De Meyer prouve l'existence des courants de déformation à l'aide d'expériences faites sur des gastrocnémiens de grenouille *in situ* soumis à des tractions passives. La durée de ces courants est sensiblement la même que celle de la déformation elle-même. Ils restent constants pendant toute la durée de l'extension musculaire. Ils seraient, dans certaines limites, assez proportionnels au degré de déformation produite. Après destruction des éléments albuminoïdes (par exemple par chauffage), toute manifestation électrique disparaît lors de la déformation. L'auteur en conclut que les courants de déformation sont, tout comme les courants d'action, des manifestations électrobiologiques complexes du tissu musculaire. Ce courant de déformation peut se diviser en courant d'extension, d'allongement, de détente et de rac-

courcissement. Il siège vraisemblablement dans les disques clairs et le sarcoplasme. De Meyer fait enfin remarquer que si les ondes appartenant au courant d'action sont toutes négatives, celles liées aux processus de déformation peuvent être négatives ou positives. Des interférences se produiront donc, mais qui n'altèrent que la partie terminale des courants d'action.

Du point de vue histo-physiologique pur, Bottazzi considère qu'une seule fibre musculaire comprend deux substances contractiles : les sarcostyles ou inotagmes d'Engelmann à contraction rapide et le sarcoplasme à contraction lente. Dans les muscles rapides, la fonction tonique du sarcoplasme est réduite au minimum.

Frédéricq reprend, ainsi que de Meyer, la conception de Bottazzi et assimile la systole du cœur à une contracture.

Pour Lapicque, il est difficile d'admettre la contractilité du sarcoplasme. S'il manifeste une contraction du type musculaire lisse, cette dernière n'interviendrait que longtemps après la contraction des myofibrilles.

D'autre part, Lapicque a montré que, inversement à la conception de Bottazzi, des muscles donnant une contracture ont une secousse brève avec une excitation galvanique lente, et une contraction tonique lente avec une excitation faradique brève. Pour expliquer la contracture des physiologistes, Lapicque admet une décontraction retardée au lieu d'une contraction prolongée. Ce qui revient à dire que les processus physico-chimiques de la décontraction ne se manifestent pas de suite. Une dualité dans l'innervation ferait qu'un influx nerveux spécial viendrait commander la décontraction en temps voulu.

Cette dernière théorie, dit Lutembacher [46], n'explique pas les variations lentes de la contraction tonique (tant mécaniquement qu'électriquement). Pour concilier les deux hypothèses, cet auteur admet que les deux substances contractiles, simultanément présentes dans un même élément musculaire, ne sont pas forcément les deux types d'éléments

de contraction extrêmes. Il peut très bien y avoir une suite d'éléments de contractilités intermédiaires servant de lien entre la contraction rapide des myofibrilles et la contraction très lente du sarcoplasme. De par cette suggestion, Lutembacher concilie les deux théories topographiques et histophysiologiques de l'électrocardiogramme. Ainsi une dérivation monopolaire à partir d'un lambeau cardiaque suspendu dans l'air donne une courbe monophasique composée d'une ascension rapide et d'une chute lente arrondie. Ces deux types de déflexions ne présentent pas de solution de continuité, c'est-à-dire qu'il n'y a pas de ligne isoélectrique, donc d'annulation du potentiel, entre la contraction clonique et la contraction tonique. Enfin, une telle variation de potentiel se constate dans le même sens à n'importe quel point du myocarde excité, et il n'y a pas de différence de sens entre les effets basaux et apicaux. Lorsque la dérivation est bipolaire, un très grand nombre de tels effets influenceront plus ou moins simultanément et de façon opposée l'appareil enregistreur. Ainsi, selon la distance des électrodes, deux groupes d'effets monophasiques vont interférer sur une longueur plus ou moins étendue et donner la courbe électrocardiographique résultante où la déflexion rapide (clonique) est séparée de la déflexion lente (tonique) par un segment se rapprochant plus ou moins de la ligne isoélectrique et de longueur variable.

II. — *L'hypothèse des doublets.*

Tandis que dans chacune des théories précédentes on admettait que, d'une façon générale, une onde d'électronégativité relative accompagne l'onde d'excitation et se propage le long des fibres musculaires, dans l'hypothèse des doublets l'onde d'excitation donne lieu, sur son passage, à des effets électriques simultanés et des deux signes. Tout le reste du muscle étant électriquement neutre.

Lewis [41], en 1916, fut le premier à faire appel à la notion de « différence de potentiel limitée » afin de faire concorder certains faits expérimentaux en ce qui concerne la marche

de l'onde d'excitation et les tracés des courants d'action développés par des tissus en milieu conducteur. Tracés que l'application simple de l'hypothèse de négativité ne parvenait pas à expliquer. Par opposition avec sa théorie « des potentiels limités », Lewis appelle les théories basées sur l'hypothèse de négativité « théorie des potentiels diffus ». D'après des expériences effectuées sur des cœurs de grenouilles et de chiens [42], il considère que l'excitation part du septum ventriculaire, descend le long de ce dernier vers la pointe, puis bifurque, pour se diriger avec une vitesse égale vers la pointe et vers la base des ventricules.

Avec une dérivation base-pointe indirecte, une telle propagation donne à Lewis un complexe rapide initial avec une flèche R et une flèche S opposée. Un tel enregistrement n'est pas explicable, pour la propagation constatée de l'onde d'excitation, avec la théorie des potentiels diffus. Si l'on admet, au contraire, qu'une différence de potentiel localisée sur le front de l'onde d'excitation, c'est-à-dire que le point qui entre en activité est négatif et celui qui le précède immédiatement est positif, on a l'explication de ce diphasisme initial. Lorsque l'onde issue du septum se dirige vers la pointe, l'électrode indirecte basale est négative par rapport à l'apicale (les pôles + allant de haut en bas). Lorsque l'onde, après s'être divisée, a atteint la pointe, l'activité de celle-ci tend à maintenir l'axe électrique toujours dans la même direction, bien que l'onde d'excitation, en train d'atteindre la base, ait tendance à renverser cette direction de l'axe électrique du cœur. Mais cet effet basal est manifestement insuffisant tant que persiste l'effet apical. Puis l'activité apicale, qui a été la première atteinte par l'onde d'excitation, va cesser, alors que l'activité basale persistera encore. L'axe électrique sera alors renversé : la pointe sera négative par simple conduction électrique et la base sera positive. Nous aurons alors l'onde vers le bas ou onde S. Celle-ci ne représente pas une activité de la pointe dépolarisée, mais une activité de la base qui est restée encore active. Cette

activité basale est seule responsable de la négativité relative de la pointe (fig. 5). Chez l'homme, l'onde S aurait pour Lewis la même signification.

La théorie de Lewis constitue en somme le trait d'union entre l'hypothèse de la négativité et la théorie du doublet de Craib que nous allons exposer.

L'hypothèse de Lewis permet d'obtenir des courbes théoriques coïncidant avec les résultats expérimentaux, aussi bien que l'hypothèse du « doublet » de Craib (du moins en ce qui concerne les déflexions rapides), et explique bien en particulier la positivité qui précède la négativité d'une électrode de dérivation d'un élément musculaire en milieu conducteur. Lewis semblait n'avoir émis son hypothèse des différences de potentiels limités qu'en vue d'expliquer seulement les déflexions rapides initiales. Si l'on veut expliquer l'onde T sur les mêmes bases, on est obligé d'y adjoindre des hypothèses supplémentaires, en particulier pour ce qui concerne la limitation stricte de la différence de potentiel au niveau du front de l'excitation lors du processus de récupération électrique. Enfin, comme le remarque Craib [7], cette hypothèse « implique que des surfaces définies de tissu musculalire doivent être considérées comme présentant une charge d'un seul signe », et il est assez difficile de concevoir du point de vue physique que la surface précédant immédiatement l'onde d'excitation se charge positivement; les surfaces suivantes du muscle, qui sont aussi au repos, restant électriquement neutres.

L'hypothèse du « doublet », énoncée par Craib en 1927 [7], modifie et complète celle de Lewis. Craib fut amené à édifier son hypothèse en partant de considérations à la fois théoriques et de faits expérimentaux. Du point de vue théorique, se basant sur les conceptions modernes de l'électricité, l'auteur considère que l'électrogénèse cardiaque, comme tout phénomène électrique se produisant dans la nature, doit être envisagée sous l'aspect de charges positives et négatives se produisant simultanément et à proximité. A toute charge négative correspond une charge positive équivalente.

Du point de vue expérimental, l'expérience de base de Craib, que l'on peut considérer comme l'objection type à la théorie de la négativité, est la suivante. Un lambeau ventriculaire est placé dans un milieu conducteur étendu (sol. physiologique). Les dérivations d'enregistrement sont effectuées à l'aide d'une électrode indifférente ou distale placée loin du muscle dans le milieu, l'autre électrode ou proximale étant placée très près du centre du lambeau musculaire. En excitant l'une des extrémités de cet élément, une onde d'excitation va s'y propager. D'après l'hypothèse de négativité, l'électrode proximale devrait enregistrer une variation négative, qui va atteindre son maximum, puis décroître avec l'onde d'excitation : nous aurions ainsi une courbe monophasique. Or, l'expérience montre que l'enregistrement obtenu est triphasique : une onde de posivité précède et suit l'onde de négativité. Cette posivité préliminaire n'était expliquée par aucune des théories basées sur l'hypothèse de la négativité, du moins à l'époque où Craib édifia sa théorie.

D'après son hypothèse, l'auteur considère que le champ électrique créé dans un milieu conducteur par une onde d'excitation en un point donné et en un instant donné est comparable au champ électrique qui serait créé dans ce milieu par deux électrodes ayant le même potentiel, mais opposées en signes, soit une anode et une cathode. Cette anode et cette cathode seraient très rapprochées par rapport au point où sera mesuré le champ électrique qu'elles provoquent. C'est une telle source de potentiel que l'auteur appelle « doublet électrique ». Le front de l'excitation serait donc constitué d'un front de doublets dont le pôle positif est orienté vers la tête de l'onde d'excitation et le pôle négatif vers la queue de cette onde. Le déplacement de l'onde d'excitation équivaudrait, du point de vue électrique, à la succession dans l'espace et dans le temps de tels « doublets ». Leur vitesse est égale à celle de l'onde d'excitation et la durée de l'effet électrique de chaque doublet est variable.

Une telle vague de doublets envahit le tissu excité avec le

front de l'onde d'excitation; les effets électriques de ces doublets, relativement très courts et d'égale durée, se manifestent avant que le muscle soit mécaniquement contracté : ce sont les doublets dits « d'invasion ». Peu après, un second trouble électrique suit le premier et peut aussi être considéré comme causé par une deuxième vague de doublets analogues aux précédents, mais d'orientation inversée. C'est-à-dire que ces nouveaux doublets auront la cathode dirigée dans le sens de l'onde d'excitation et précédant l'anode. Cette deuxième vague de doublets a la même vitesse que la première, c'est-à-dire qu'elle se déplace aussi à la vitesse de l'onde d'excitation; sa propagation est aussi la même. Cependant elle envahit le tissu un peu plus tard et elle est séparée de la première vague par un temps toujours extrêmement court de repos électrique du tissu. Ce temps électriquement neutre séparant les deux vagues successives de doublets en un point donné du tissu excité est d'ailleurs variable avec le genre de tissu (muscle cardiaque de tortue, de mammifère, muscle squelettique, nerf) et n'est souvent pas décelé par les appareils enregistreurs. Les doublets de cette deuxième vague sont appelés doublets « de retraite ». Ce sont eux qui donnent le deuxième groupe de déflexions ou déflexions lentes ou phase terminale d'un complexe ventriculaire complet. Ce qui les distingue essentiellement des doublets d'invasion, en plus de leur polarité inversée, c'est leur durée beaucoup plus prolongée en tant que phénomène électrique. Il est évident que pour un même muscle donné tous les doublets de retraite auront la même durée. De par ces expériences et des hypothèses, Craib ne donne aucune explication sur la nature ou l'origine possible de ces deux types de « doublets ». Il ne fait qu'analyser objectivement les phénomènes électriques tels qu'ils sont recueillis dans le voisinage d'un tissu excitable. D'ailleurs toute opinion qui pourrait être émise en vue de rattacher de tels phénomènes à des processus physico-chimiques intimes ou à des structures histo-physiologiques ne ferait qu'accroître le domaine des hypothèses sans apporter

aucun éclaircissement effectif sur le mécanisme des variations de courant.

A partir de cette hypothèse, Craib et Canfield [6] donnent une étude mathématique du champ électrique d'un doublet au centre d'une sphère conductrice, permettant d'établir à l'aide d'une formule simple la valeur de ce champ en divers points de la sphère. Si l'on considère la formule qui donne en un point d'un milieu conducteur homogène et étendu, qui est supposé être une sphère, la valeur du potentiel pour un doublet électrique situé en son centre, on aura une relation qui peut s'écrire : $V = K \cos \theta$, dans laquelle K est une constante qui dépend des charges électriques du doublet considéré et de sa distance à la surface limitante sphérique. L'angle θ est formé par l'axe du doublet avec le rayon de la sphère au point considéré. Les potentiels étant additifs si l'on considère un certain nombre n de doublets semblables, groupés autour du centre de la sphère, le potentiel total au même point poura s'écrire :

$$V = K_1 \cos \theta_1 + K_2 \cos \theta_2 \ldots + K_n \cos \theta_n.$$

Ce qui revient à dire que l'on peut considérer l'effet électrique de n doublets placés en un même point comme étant celui d'un doublet unique résultant d'une addition vectorielle de n doublets. Et inversement, un doublet donné peut être décomposé en un nombre quelconque de doublets vecteurs composants. On remarquera que de tels vecteurs n'ont aucune signification physique réelle; cependant tout se passe comme s'ils avaient une réalité physique en ce qui concerne l'étude du champ électrique environnant. Ce résultat cesse d'être valable si les doublets ne sont pas au centre de la sphère et si les mesures sont effectuées en des points autres que cette surface sphérique limitante (Canfield).

Dans une première série d'expériences, Craib vérifie les résultats théoriques précédents. Un doublet artificiel (deux électrodes impolarisables) est placé au centre d'une grande sphère de verre remplie d'une solution saline. Le potentiel est mesuré en différents points et les rapports de ces poten-

tiels sont identiques à ceux calculés à partir de la formule mathématique. Ensuite le doublet artificiel est remplacé par un cœur de tortue (l'onde R étant prise comme potentiel de référence) : nouvelle identité des rapports expérimentaux et théoriques pour les potentiels mesurés en différents points.

Dans une deuxième série d'expériences, étant donné un élément de muscle en milieu conducteur, Craib construit théoriquement la courbe à laquelle on devrait s'attendre lorsqu'une vague de doublets parcourt cet élément. Selon la position des deux électrodes sur l'élément musculaire, on obtient, en raisonnant suivant l'hypothèse des doublets, soit des courbes monophasiques (une électrode à chaque extrémité du lambeau musculaire), soit diphasiques (une électrode à une extrémité, l'autre en des points variés du corps du lambeau), soit enfin des courbes triphasiques lorsque les deux électrodes sont éloignées des extrémités. Il se trouve que ces prédictions correspondent aux enregistrements réels, du moins en ce qui concerne les déflexions rapides, c'est-à-dire au passage d'une seule onde de doublets d'invasion. Tandis qu'en partant de l'hypothèse de négativité, la courbe prévue a constamment une allure diphasique, avec pour première déflexion une négativité de l'électrode proximale. La courbe triphasique obtenue avec deux électrodes de dérivation loin des extrémités du lambeau (ventricule de tortue) est la plus caractéristique de la théorie de Craib. Soit B A un tel lambeau immergé en milieu conducteur étendu (fig. 6). L'excitation partant de B, lorsque les doublets d'invasion dont le pôle + est orienté vers A sont situés entre B et P (électrode proximale), P sera positif par rapport à D. Quand les doublets seront entre P et D, P sera négatif par rapport à D. Enfin quand les doublets seront entre D et A, P sera positif par rapport à D. D'où la courbe triphasique obtenue. Pour expliquer les ondes lentes ou déflexions finales, Craib fera intervenir la deuxième onde de doublets. Sans préjuger donc du mécanisme intime du « retrait de l'excitation » ou de la « récupération électrique », l'auteur, ne considérant qu'un

deuxième effet électrique par opposition au premier (invasion), l'explique par une deuxième vague de doublets (retraite). D'après les prédictions théoriques, ces doublets de retraite, ou « secondaires », donneront des courbes semblables, aux signes près, à celles obtenues avec les doublets d'invasion dans les mêmes conditions d'expérience. Ces déflexions secondaires seront moins aiguës et plus arrondies du fait de la lenteur relative des variations de potentiel enregistrées et présenteront une amplitude moindre du fait d'un plus petit voltage manifesté à la phase de récupération par rapport au voltage d'invasion. Donc, pour une même fibre donnée, l'enregistrement total comprendra une phase initiale de déflexions rapides (complexe Q R S de l'e. c. clinique) et une phase finale de déflexions lentes (segment S T et onde T de l'e. c. clinique). Cette dernière phase lente comprendra donc théoriquement le même nombre de déflexions que la phase initiale rapide. Si du point de vue expérimental nous avons constamment une onde lente T équivalant à la phase de récupération, cette dernière cependant ne présente pas de façon constante un polyphasisme superposable à celui de la phase initiale d'excitation. Craib considère que ce n'est pas là une objection sérieuse à sa théorie, du fait que les petits accidents de la phase de récupération, étant donné leur bas voltage, peuvent très bien ne pas se manifester lors d'un enregistrement avec un galvanomètre « pris à des sensibilités ordinaires ». Ce qui lui permet de conclure que son hypothèse donne une explication satisfaisante de l'électromyogramme total.

Dans une discussion par laquelle Craib termine le premier exposé de sa théorie des doublets [7], il montre des différences entre son hypothèse et celle de Lewis. Pour Lewis, un petit élément de surface musculaire excité devient négatif par rapport à l'élément de surface inactif qui le précède immédiatement; ceci d'une façon simultanée et le reste du muscle étant électriquement neutre. De là il s'ensuit que le point de départ de l'excitation est uniquement négatif et que chaque

élément qui a été positif devient négatif l'instant d'après. Tandis que, pour Craib, un petit élément de la surface excitée devient simultanément positif et négatif, y compris le point de départ de l'excitation. La durée des différences de potentiels limitées est ainsi, pour Lewis, intimement liée à la vitesse de propagation de l'onde d'excitation. Tandis que les doublets de Craib gardent, quant à leur durée en tant qu'effet électrique, une certaine indépendance vis-à-vis de la vitesse de propagation de l'onde d'excitation, et, partant, de l'onde de récupération qui se déplace à la même vitesse. C'est ce qui a permis à Craib d'étendre son hypothèse au cas de l'onde lente, en tenant compte du renversement de la polarité pour les doublets de retraite. Le potentiel de référence commun est celui du milieu dans lequel baigne la bande musculaire au repos.

Devant les faits expérimentaux de Lewis, qui contredisaient la théorie classique de la négativité, Einthoven essaya d'intégrer les résultats exacts de Lewis dans l'hypothèse de la négativité. Il émit pour cela l'opinion que, dans le muscle cardiaque, chaque fibre courte constituante devait être considérée comme une unité électrique [25]. Chaque élément contractile présenterait une partie négative au point d'excitation maximum, cette négativité n'existant que par rapport à un autre point moins excité du même petit élément. Si, cependant, comme dans la théorie classique de Bernstein, le muscle au repos est considéré comme entièrement positif par rapport à la région excitée, la suggestion d'Einthoven est sujette aux mêmes objections que la théorie de Bernstein. Si, d'autre part, on considère que la partie « moins excitée » présente une positivité effective par rapport au potentiel commun du muscle inactif et du milieu dans lequel il est plongé, l'hypothèse d'Einthoven correspond à celle de Lewis, mais se trouve alors en contradiction avec la théorie de Bernstein [7].

Si l'hypothèse de la négativité est impuissante à expliquer les diverses phases rapides d'un élément musculaire en milieu

conducteur (condition réalisée dans l'e. c. clinique), l'hypothèse du doublet en donne une explication constante. Mais pour qu'elle soit valable, il faut qu'elle permette l'explication des déflexions diphasiques obtenues avec un lambeau musculaire humide suspendu dans l'air, et dérivé avec deux électrodes directes éloignées des extrémités. Après avoir montré l'analogie complète d'un champ électrique autour d'un muscle squelettique avec celui environnant le muscle cardiaque, ainsi que l'identité des déflexions rapides dans diverses conditions, Craib montre comment l'hypothèse du doublet permet d'expliquer la courbe diphasique obtenue dans les conditions susdites [8]. Considérons un élément musculaire A B suspendu dans l'air et humidifié à l'aide d'une solution de Ringer (fig. 7), l'excitation part de l'extrémité A. Lorsque les doublets d'invasion sont situés entre A et P (électrode proximale), la mince pellicule de liquide conducteur à droite du front des doublets sera chargée positivement. Mais il n'y aura pas dans cette région de charges circulantes, autrement dit il ne s'y manifestera aucun courant. Car cette pellicule conductrice est isolée de la région du potentiel négatif, étant trop mince pour que la circulation puisse se faire en contournant la source de force électro-motrice qui est la zone étroite des doublets. Donc toute la partie à droite des doublets est isopotentielle. Du fait qu'il n'y a aucune circulation dans cette zone, il n'y aura pas de différence de potentiel; les deux électrodes ne sont influencées par aucun courant. De même, la région pelliculaire située à gauche de la zone des doublets sera entièrement à un potentiel négatif par rapport à la zone située à droite. Lorsque la vague de doublets se trouvera entre P et D, P deviendra négatif par rapport à D, les deux électrodes se trouvant en deux régions de polarité opposée. Par suite des doublets de retraite, de polarité inversée, nous aurons une deuxième déflexion de sens opposé à la première, P devenant positif. Nous aurons ainsi la courbe diphasique classique obtenue en dérivation dans l'air et expliquée sur la base de la théorie du doublet. On voit donc

que, dans un tel élément, il n'y aura de variation de potentiel qu'au moment où les doublets seront situés entre les deux électrodes de dérivation. Ou, ce qui revient au même, lorsque les deux électrodes sont situées de part et d'autre d'une anode et d'une cathode faisant partie d'une même source de force électro-motrice.

Pour ce qui est des doublets de retraite, Craib les applique aussi bien aux muscles squelettiques et aux nerfs. Cependant, vu la rapidité de l'effet de récupération dans le muscle squelettique, en rapport sans doute avec son fonctionnement et sa structure exigeant un degré bien moindre de contraction tonique, les doublets de retraite dans un tel muscle (et dans le nerf) ont un effet électrique dont la durée est courte et à peu près du même ordre que celle des doublets d'invasion.

Leur potentiel étant toujours relativement moins élevé, c'est ce qui fait que les ondes de récupération auront aussi une allure aiguë, seront moins étalées et interféreront plus ou moins avec les ondes initiales. De plus, le temps neutre séparant les deux ondes est pratiquement inexistant.

Considérons, par exemple, un élément musculaire A B en milieu conducteur étendu. L'excitation va de A vers B; P et D sont les deux électrodes de dérivation (fig. 8). D'après la théorie des doublets, lorsque l'onde d'excitation passe en P, nous enregistrons un élément diphasique + —. Puis, si l'onde de récupération vient immédiatement après, nous aurons un élément diphasique — +, les deux éléments se succédant d'une façon très rapide, et, pour peu que le temps de tension mécanique de la corde soit considéré, on conçoit que la succession + —, — + donne une variation triphasique + — +. Les mêmes variations se produisant en D, nous aurons une deuxième courbe triphasique + — + dont l'aspect sera l'inverse de la précédente. Au total, la dérivation de l'élément de muscle squelettique excité en milieu conducteur devra être une courbe à 6 phases. Craib a obtenu de telles courbes avec des électrodes de dérivation assez distantes l'une de l'autre (17 mm.). Mais, en diminuant

la distance séparant les deux électrodes, les deux courbes triphasiques vont interférer, et nous n'aurons plus (6 mm.) que quatre phases débutant toujours par la positivité de l'électrode proximale. Cette interférence sera fonction de la distance séparant les deux électrodes, de la vitesse de l'onde d'excitation ainsi que de la durée relative et de l'intensité des doublets en cause.

Dans son dernier article, Craib, en 1930 [9], apporte à la définition du doublet une légère modification de principe qui n'affecte pas l'explication des diverses déflexions. Partant du fait qu'aucune méthode d'investigation ne nous permet jusqu'à présent d'expliquer le mécanisme intime de la production d'électricité dans l'intérieur d'un tissu en activité, l'étude de l'électrocardiogramme ne peut être basée que sur les courants recueillis à l'extérieur de ce tissu. Afin donc de pouvoir appliquer sa théorie aussi bien au muscle squelettique et au nerf qu'au muscle cardiaque, en milieu conducteur étendu ou dans l'air, et ceci sans vouloir présumer aucunement du mécanisme intime, Craib définit le doublet comme « la présence simultanée d'une anode et d'une cathode à la surface du tissu et causée par un potentiel issu de l'intérieur du tissu ».

L'hypothèse de négativité, outre qu'elle ne tient pas compte des augmentations de la positivité ni des facteurs extérieurs aux tissus, ne donne aucun potentiel fixe de référence par rapport à la négativité en question. Dans les expériences de Craib, le potentiel zéro de référence est celui du milieu et du muscle inactif qui baigne dans ce milieu. Pour plus de sécurité, on peut relier le bain à la terre, et l'on aura des positivités et des négativités effectives par rapport à un potentiel de référence fixe, ce qui correspond bien à l'hypothèse du doublet. L'étude du courant d'action à partir de l'hypothèse du doublet sera faite en fonction du milieu conducteur extérieur. Deux cas sont à considérer : le muscle humide est suspendu dans l'air, c'est-à-dire que le milieu conducteur extérieur se réduit à une mince pellicule, et nous

avons vu que, dans ce cas, l'hypothèse de la négativité explique aussi la morphologie des tracés obtenus. En second lieu, le muscle est immergé dans un milieu conducteur étendu, et l'hypothèse de négativité ne rend plus compte des tracés. Du point de vue clinique, on se trouve dans le cas d'un milieu conducteur étendu.

Nous avons vu comment, du fait de la rapidité à laquelle les deux ondes de doublets se succèdent, le passage de l'onde d'excitation sous une seule électrode donne une courbe triphasique dans le cas d'un élément de muscle squelettique immergé. Les deux négativités d'invasion et de retraite vont s'inscrire dans nos appareils par une seule onde de négativité. Il en est de même dans le nerf, et une dérivation monopolaire donne une courbe triphasique au lieu d'une courbe tétraphasique qui serait obtenue si le temps neutre séparant les deux vagues de doublets était assez important pour être décelé. Dans le cas d'un lambeau de muscle cardiaque de mammifère, il en sera à peu près de même : la zone neutre est pratiquement inexistante sur les tracés, et la courbe obtenue en dérivation monopolaire (électrode distale « indifférente » en un point éloigné du milieu conducteur) est triphasique. La négativité de retraite va suivre de très près la négativité d'invasion. Il n'y aura pas de solution de continuité dans l'enregistrement de ces deux potentiels négatifs. Cependant, dans le cas du muscle cardiaque, du fait de la plus grande durée des doublets secondaires, les deux dernières phases seront plus étalées. L'aspect général triphasique comprendra une phase négative rapide quant à son ascension et à son sommet, puis décroîtra lentement (versant descendant), avec, en dernier lieu, une phase lente positive au-dessus de la ligne iso-électrique. Ces négativité et positivité lentes représentent donc l'effet des doublets de retraite.

Si nous considérons à présent le cas d'une dérivation bipolaire sur un lambeau cardiaque immergé, chacune des deux électrodes sera successivement influencée par une va-

riation triphasique telle que nous l'avons décrite. L'effet total serait une courbe à six phases, mais, du fait qu'on ne peut pas avoir de lambeaux cardiaques extrêmement longs et que la durée des doublets de retraite est relativement élevée, les deux électrodes seront influencées simultanément et les deux courbes interféreront sur la plus grande partie de leur développement. Selon l'éloignement relatif des deux électrodes, la flèche R sera plus ou moins aiguë ou élargie. Quant à l'onde T, elle sera plus ou moins diphasique ou même monophasique. Dans le cas de la figure 9, représentant une distance interélectrode moyenne la plus habituelle, nous avons un complexe rapide triphasique suivi d'un complexe lent qui peut être considéré comme diphasique. On remarquera que, du fait de l'asymétrie des phases lentes, on ne doit pas avoir théoriquement de segment isoélectrique, c'est-à-dire de repos électrique entre le complexe initial et le complexe final. Il est nécessaire de remarquer ici que cette conception de l'électromyogramme bipolaire comme interférence de deux courbes triphasiques [9] diffère de l'explication donnée par Craib dans son premier article [7] au sujet d'une dérivation semblable faite avec deux électrodes sur un lambeau de cœur de tortue immergé. Bien que l'auteur ne fasse pas d'allusion explicite au sujet de cette différence, nous pensons qu'elle doit être attribuée aux conditions différentes d'expérience. En effet, dans son premier article, Craib considère des lambeaux myocardiques de l'ordre de deux centimètres de long. Le triphasisme de l'onde initiale est alors expliqué par le passage des doublets d'invasion successivement sous les deux électrodes (éloignées des extrémités, donc très rapprochées) avant même que l'onde lente ait débuté sous l'électrode proximale. Lorsque les doublets d'invasion ont dépassé les deux électrodes, ce qui coïncide à peu près avec la fin de la section neutre, les doublets de retraite commencent à influencer l'électrode proximale : l'onde lente donnera à son tour une courbe triphasique aux phases plus étalées et de bas voltage. De plus, comme le

fait remarquer l'auteur, la section neutre est, dans le cœur de tortue, plus importante que chez les mammifères.

Craib traite ensuite la question du courant de blessure sur un muscle plongé en milieu conducteur étendu. A l'aide d'une électrode exploratrice, l'indifférente étant loin dans le milieu, donc à un potentiel pratiquement invariable, il examine le courant de blessure d'un petit lambeau de muscle squelettique (couturier de grenouille) blessé à une extrémité. Partant de l'extrémité non blessée vers celle qui a été blessée, l'électrode exploratrice enregistre un potentiel positif qui croît à mesure que l'on s'approche de la zone de blessure. A environ deux millimètres du bord de la blessure (malgré une section nette, il est difficile de délimiter très exactement la région blessée de la région non blessée), le potentiel devient nul ou plutôt égal à celui de l'électrode indifférente, puis il deviendra très nettement négatif lorsque la surface blessée est atteinte.

L'étude expérimentale du champ électrique d'un élément de muscle blessé au repos et en milieu conducteur étendu donne à Craib un champ analogue à celui qui serait provoqué par un « doublet électrique ». Un tel champ est établi expérimentalement à l'aide d'un doublet artificiel. Dans le muscle blessé, le pôle + ou anode serait du côté sain, et le pôle — ou cathode du côté blessé. Les lignes équipotentielles sont dessinées point par point sur une surface de papier filtre imbibé d'une solution salée sur lequel repose le lambeau musculaire. Cet élément de muscle considéré étant constitué d'un assemblage de fibres identiques, on peut penser que chaque fibre individuelle se conduit comme un doublet, du moins en ce qui concerne la production d'un champ électrique externe. Le champ total serait donc la somme de champs partiels semblables. Les potentiels étant additifs, on peut vérifier expérimentalement ce que nous venons d'avancer.

Pour cela, l'auteur place deux ou plusieurs couturiers blessés identiques côte à côte et orientés de la même façon,

dans un milieu conducteur. Les lignes isopotentielles relevées expérimentalement seront les mêmes que pour un seul couturier, mais la valeur de ces potentiels sera la somme de ceux développés par chacun de ces lambeaux musculaires blessés [8]. Les mêmes considérations théoriques et expérimentales déjà vues permettront ici aussi de donner à ces doublets « de blessure » les attributs de vecteurs. Ceci évidemment dans les mêmes limites de validité.

Les réponses données par un muscle partiellement blessé et excité, soit dans l'air, soit en milieu conducteur étendu, sont expliquées sur les bases de la théorie du doublet.

Supposons d'abord un lambeau musculaire partiellement blessé et suspendu dans l'air. Les deux électrodes de dérivation seront l'une en région saine, l'autre en région blessée. Si l'on excite ce lambeau à partir de l'extrémité non blessée, la courbe enregistrée est monophasique. Mais, comme le fait remarquer Craib, la suppression de la deuxième phase ne provient pas du fait que l'onde d'excitation ne peut pas atteindre la deuxième électrode (celle en région blessée). Pour le démontrer, l'auteur expose l'expérience suivante. Deux couturiers de grenouille humides (sol. saline) sont suspendus dans l'air et reliés entre eux par un morceau de pelvis osseux sur lequel on a laissé leurs insertions intactes (fig. 10). L'excitation part de A et les électrodes galvanométriques sont placées en M et N. Dans le cas (*a*), le courant d'action donne une courbe diphasique. Il en est de même dans le cas (*b*), où l'extrémité D du deuxième couturier est blessée (région hachurée). Or, dans ces deux cas, l'onde d'excitation s'est arrêtée en B puisque l'os ni le tissu blessé ne la conduisent. L'électrode distale N a été influencée par le potentiel du muscle actif en B. Tout s'est passé comme si N avait été placée en B. Les segments BC et CD humides ont servi simplement de conducteur (couche saline pelliculaire). Par contre, si l'on blesse le muscle en B (*c*), l'enregistrement sera monophasique, et ceci que la région sur laquelle est posée N soit blessée ou non (*d*); et ici aussi tout s'est passé

comme si N était appliquée en B. On voit donc que, pour avoir une onde monophasique, il faut que l'excitation vienne s'éteindre en milieu blessé, c'est-à-dire dans une région présentant un courant effectif (courant de blessure). L'expérience faite avec des lambeaux de muscle cardiaque, où les fibres sont courtes, mais anastomosées entre elles, donne les mêmes résultats.

L'hypothèse des doublets nous explique l'onde monophasique dans le cas d'un lambeau suspendu dans l'air. Soit le lambeau A B dérivé en M (région saine) et N (région blessée) (fig. 11). Avant toute excitation, la corde du galvanomètre, qui est en équilibre, présente en fait une déflexion constante mettant en évidence le courant de blessure. Excitons à présent la fibre en A. Nous savons que, dans ces conditions, une différence de potentiel ne se manifestera que lorsque la vague de doublets se trouve dans la région interélectrode. L'anode des doublets d'invasion, en arrivant sous M, ne changera pas le potentiel relatif des deux électrodes (N en région blessée étant relativement négative). Lorsque les cathodes des doublets d'invasion, suivies de très près par les cathodes doublets de retraite, passeront sous M, cette dernière électrode deviendra négative, tendant à se mettre au même potentiel que N : la corde va osciller et inscrire une déflexion. Puis elle reviendra à sa position initiale aussitôt que les anodes de retraite auront passé sous l'électrode M. Lorsque les deux vagues de doublets ont dépassé M, elles vont aller en s'éteignant progressivement au niveau de la démarcation du tissu sain avec le tissu blessé. On voit que, de toute façon, elles ne feront pas varier le potentiel relatif de N et M durant tout ce trajet. Sur la figure 11, la ligne au-dessus du lambeau musculaire A B représente le potentiel de blessure qui provoque l'état de déflexion constante de la corde galvanométrique. F D représentent les doublets d'invasion, C E les doublets de retraite séparés par une courte portion neutre E F. Sur la figure 11 (*a*), on a représenté la forme du potentiel lorsque M est influencée négativement (en pointillé).

On conçoit facilement qu'en réalité, selon la valeur relative du courant de blessure par rapport à celui dû à la chute de potentiel que provoquent les doublets d'invasion, et à l'augmentation du potentiel que provoquent les doublets de retraite, la courbe résultante peut très bien ne pas être monophasique. Trois conditions semblent devoir coexister pour produire une réponse monophasique :

1° La chute de potentiel due aux cathodes d'invasion ne sera pas inférieure (elle pourra être égale ou supérieure) à l'élévation globale du potentiel qui accompagne les anodes de retraite. Condition qui est remplie si l'on considère que les doublets de retraite ont toujours un potentiel inférieur aux doublets d'invasion.

2° La valeur du courant de blessure ne doit pas avoir changé après le passage de l'excitation; condition qui n'est pas incompatible avec l'hypothèse du doublet.

3° La positivité de l'électrode proximale (M) ne doit pas, lorsque l'onde d'excitation s'approche de la région blessée, être plus élevée par rapport à la distale (N) qu'elle ne l'était avant l'excitation. Cette dernière condition implique une diminution progressive de l'intensité des doublets d'invasion et de retraite lorsque l'onde d'excitation pénètre dans la région où prend naissance le courant de blessure.

L'auteur donne une preuve de cette diminution du potentiel issu des doublets prenant naissance dans une partie du muscle voisine d'une région blessée par l'expérience suivante. Soit un couturier de grenouille suspendu dans l'air et blessé à une extrémité. L'excitation part de l'extrémité opposée et l'enregistrement se fait à partir de deux électrodes, une en région blessée maintenue fixe, l'autre en région saine mobile. On promène l'électrode placée en tissu sain et l'on enregistre l'onde monophasique obtenue dans diverses distances de cette électrode par rapport à la limite tissu sain, tissu blessé. Il est facile de constater que l'amplitude des courbes diminue au fur et à mesure que l'électrode mobile

s'approche de la région blessée, pour disparaître complètement lorsqu'on est très près de la limite de blessure.

Examinons à présent l'influence du courant de blessure sur un lambeau de muscle cardiaque A B immergé en milieu conducteur étendu, blessé en B et dérivé par deux électrodes M N (cette dernière en tissu blessé) (fig. 12). La ligne pointillée de la figure 12 indique la valeur du potentiel de blessure le long du lambeau. Le passage de l'excitation dans la région de l'électrode proximale M va donner une variation de potentiel triphasique. L'électrode distale N ne sera pas influencée par les doublets d'invasion qui viennent s'éteindre à la limite de la blessure et dont le potentiel est orienté en sens inverse par rapport à celui de blessure. Par contre, les doublets de retraite, qui présentent un potentiel de même sens que celui de blessure, peuvent, bien que perdant leur intensité en approchant la région blessée, influencer N. Cette dernière électrode présentera alors un diphasisme lent et de petit voltage, qui va interférer plus ou moins avec la variation triphasique qui influence l'électrode proximale M. La courbe résultante présentera régulièrement un groupe diphasique de déflexions initiales dues au passage des doublets d'invasion en M; quant aux déflexions finales, elles dépendront de la situation relative des deux électrodes M et N. Selon la distance séparant M et N, nous aurons une composante variable des deux effets terminaux lents.

En vue de donner une interprétation en ce qui concerne le complexe ventriculaire de l'électrocardiogramme clinique, Craib établit d'abord expérimentalement quelques faits préliminaires qui sont en accord avec ses hypothèses.

Tout d'abord, il est à considérer que, dans le cas d'une dérivation monopolaire directe ou indirecte (à travers un milieu conducteur), à partir d'un ventricule actif, la courbe enregistrée correspond à l'activité limitée d'une petite portion musculaire sous-jacente à l'électrode. Si, de plus, on enregistre les courants à partir d'une électrode très près de la surface musculaire, puis qu'on s'en éloigne, les dé-

flexions diminuent d'amplitude et ne tardent pas à devenir presque inexistantes.

Lorsque l'onde d'excitation s'approche d'une électrode directe, mais ne passe pas au-dessous, on conçoit, d'après l'hypothèse du doublet, que le groupe initial ne comprenne qu'une déflexion vers le bas; par contre, si l'onde d'excitation s'éloigne d'une électrode de dérivation, le groupe initial ne comprendra qu'une déflexion vers le haut — c'est bien ce que prouve l'expérience.

Considérons à présent deux électrodes de dérivation P et D placées sur une masse musculaire immergée (les connexions sont toujours en sorte que la négativité relative de P donne une déflexion vers le haut). Nous supposons que l'onde d'excitation qui va passer sous les deux électrodes a une origine et une direction inconnues (fig. 13). En accord avec l'hypothèse du doublet, on voit que si P est atteinte la première, la déflexion initiale (positivité) sera vers le bas; elle sera vers le haut si D est atteinte la première. Supposons maintenant que l'onde d'excitation parte d'un point situé en P et D en s'éloignant de P et dans la direction de D : la déflexion initiale sera vers le haut et le début de cette déflexion correspond à son départ d'origine. Cette méthode peut servir à rechercher l'origine et le trajet de l'excitation (Lewis).

Si nous en venons à présent à l'explication du complexe ventriculaire tel qu'il est recueilli en dérivation clinique, il ne faudra pas perdre de vue que l'on peut donner au doublet les attributs d'un vecteur. Ceci n'est évidemment qu'une approximation grossière. Dans ce cas, en effet, il nous faudra assimiler le tronc à une sphère après avoir négligé les membres. De plus, le cœur n'est pas au centre de cette sphère, et les tissus conducteurs n'ont pas la même conductivité. En un point considéré du milieu extérieur tel qu'il a été défini, le champ engendré par plusieurs éléments musculaires actifs sera donc la sommation algébrique des champs individuels développés par chaque élément actif.

Nous remarquerons que les dimensions de « l'élément musculaire » importent peu; que ce soit une fibre longue ou une fibre courte, ou un groupe de fibres, pourvu qu'il n'y ait pas de discontinuité fonctionnelle, l'effet électrique sera toujours celui d'une succession de doublets identiques se dirigeant avec l'onde d'excitation. C'est d'ailleurs ce que prouve l'expérience par la concordance des résultats obtenus avec des lambeaux de muscle cardiaque, squelettique, ou de nerf, de structures histologiques les plus variées. On voit du même coup que la suggestion d'Einthowen [25] devient inutile dans l'hypothèse du doublet [9].

Considérons d'abord les déflexions rapides initiales (Q. R. S.). Nous nous placerons en deuxième dérivation (bras droit — jambe gauche) et, pour la simplification de l'exposé, nous appellerons P l'électrode brachiale et nous la supposerons à la racine du bras; elle est connectée de telle façon que sa négativité relative donne une déflexion vers le haut. L'autre électrode sera appelée D et sera supposée à la racine de la cuisse.

On sait que l'excitation se propage dans le myocarde à la fois à la base et à la pointe. Et, à chaque instant donné de l'excitation, un grand nombre d'éléments musculaires sont activés dans de nombreuses directions. Le potentiel enregistré à ce même instant en un point donné sera la somme algébrique de nombreux potentiels partiels. Ainsi la direction de la déflexion n'indiquera nullement la position prédominante, par rapport aux électrodes, de l'onde d'excitation dans ces éléments. On ne peut inférer de la situation anatomique de la majorité des éléments actifs d'après la direction d'une déflexion que dans le cas particulier où la direction de l'onde d'excitation est gouvernée par la morphologie de l'organe considéré. Ce qui est, d'une façon grossière et approximative, le cas du muscle cardiaque. Ainsi l'onde Q indiquera une positivité relative de P, ce qui signifie que l'effet électrique, dominant donc l'onde d'excitation, a une direction générale pointe-base; il en sera de

même de l'onde S. Quant à l'onde R, elle indiquera une positivité de D par rapport à P, ce qui signifie qu'au moment de son inscription la majorité des éléments actifs est activée dans une direction générale base-pointe.

Pour l'onde T, on pourra faire le même raisonnement. Les déflexions initiales rapides sont dues à un grand nombre de fibres élémentaires envahies par la première vague de doublets. Il en sera de même pour l'onde T, que l'on considérera comme la somme algébrique d'une multitude d'effets électriques dus aux doublets de retraite dans les mêmes fibres élémentaires. Nous remarquerons ici que les doublets dus à une vague d'excitation dont la direction est perpendiculaire à la ligne des électrodes n'influence que peu ou pas ces dernières. On voit là la nécessité des dérivations multiples.

S'il n'y a pas de relation morphologique exacte entre le complexe rapide Q R S et l'onde T, cela tient au fait que la durée, en tant qu'effet électrique des doublets de retraite, est plus élevée que celle des doublets d'invasion. Si nous prenons une mesure exacte de la période Q R S, nous voyons qu'elle répond au temps t' mis par l'excitation à parcourir tout le myocarde, plus la durée ti d'un doublet d'invasion, soit $t' + ti = \text{Q R S}$. Si, à présent, nous considérons la période T, nous voyons qu'elle répond au temps mis par l'excitation à parcourir tout le myocarde (ti), plus la durée tr d'un doublet de retraite en un point quelconque, soit $t' + tr = \text{T}$.

Nous avons donc :

$$\frac{\text{Période T}}{\text{Période Q R S}} = \frac{t' + tr}{t' + ti}.$$

Comme t' a une valeur positive que l'on peut déterminer chez l'homme, nous aurons :

$$\frac{tr}{ti} > \frac{\text{Période T}}{\text{Période Q R S}}.$$

Ainsi, lorsque l'onde T a une durée n fois supérieure à celle de Q R S, on peut dire que la durée d'un doublet de

retraite est encore plus grande que n fois celle du doublet d'invasion. Nous voyons donc qu'un doublet de retraite a une durée bien supérieure au temps que met l'onde d'excitation à parcourir tout le myocarde. Au bout d'un temps plus court que $\frac{1}{n}$ fois la durée de l'onde T, l'excitation, donc les doublets de retraite, ont fini de parcourir tout le myocarde. En conséquence, on peut dire qu'au bout d'un temps inférieur à $\frac{1}{n}$ fois la durée de T, l'onde T, qui a débuté avec un petit nombre de doublets de retraite, va devenir la traduction de l'effet électrique résultant des doublets de retraite ayant envahi le myocarde entier. Il devient clair alors que l'onde lente prend naissance en même temps à partir de tout le muscle ventriculaire et représente la résultante électrique de la totalité des doublets de retraite ayant envahi le myocarde. Dans un enregistrement classique, on peut dire que l'onde T représente une négativité relative de l'électrode P par rapport à D, ce qui signifie seulement que l'effet électrique dominant des doublets de retraite a une direction générale pointe-base.

Si donc, du fait de la courte durée des doublets d'invasion, on peut rapporter chacune des ondes rapides Q R S à une portion myocardique limitée et susceptible d'influencer au maximum les électrodes P et D, il n'en est guère de même pour l'onde T, et l'on ne s'étonnera pas de ne pas voir un parallélisme quelconque entre ces deux groupes de déflexions.

Un autre élément vient contribuer à ce dimorphisme; à savoir le déplacement de la masse cardiaque par rapport aux électrodes durant la systole ventriculaire. Alors que ce déplacement était inexistant au moment de l'enregistrement des déflexions rapides, il sera maximum pendant que l'on enregistrera l'onde T, c'est-à-dire en pleine systole. Craib en vient ensuite à l'explication de l'onde T coronarienne à partir de son hypothèse.

Il nous faut remarquer que les variations cliniques de l'onde T et du segment S T, lors des lésions myocardiques

localisées, ne peuvent en aucun cas être expliquées d'après les courbes expérimentales obtenues à partir de lambeaux musculaires partiellement blessés et dérivés avec une électrode en région saine, l'autre étant sur la région blessée.

Les déformations cliniques observées en cas de lésions myocardiques proviennent tout simplement du fait que les régions lésées ne contribuent pas à la composition du courant résultant total qui est l'onde T. On conçoit ainsi que des prédominances inhabituelles dans le sens positif ou négatif fassent varier le potentiel du segment S T (qui doit être considéré comme le début de la phase électrique lente) ou de l'onde T elle-même.

Nous terminerons en faisant remarquer qu'en dérivation périphérique classique le doublet vecteur résultant ayant une direction quelconque dans l'espace, seule sa composante parallèle au plan de dérivation influencera les électrodes. La composante verticale n'aura aucune action et les zones donnant de tels doublets seront des zones silencieuses. De même, dans une seule dérivation donnée, comme nous l'avons déjà dit, la résultante des effets électriques perpendiculaire à la ligne de dérivation (ligne P D dans notre exemple) n'influence pratiquement pas les électrodes; ce sont là aussi des zones silencieuses. On comprend ainsi que, pour une dérivation donnée ou un groupe de dérivations, on puisse avoir un tracé électrocardiographique normal bien qu'une lésion myocardique existe; cette dernière sera localisée dans une zone silencieuse.

Cette façon de voir est en accord avec l'hypothèse du triangle équilatéral d'Einthoven et justifie les relations qui en découlent [6].

Nous terminerons cet exposé par la dernière théorie émise, qui est celle de Wilson, Mac Leod et Barker [58]. Ces auteurs donnent une explication de la genèse électrocardiographique, qui, en somme, relie l'hypothèse de la négativité à l'hypothèse des doublets.

Considérant un élément contractile en milieu conducteur étendu, ils sont entièrement d'accord avec Craib pour dire que l'onde d'excitation se manifeste par une positivité initiale. Cette onde équivaut, du point de vue électrique, au déplacement d'une anode et d'une cathode simultanées, c'est-à-dire aux « doublets » de Craib.

Leurs résultats expérimentaux ainsi que toutes les interprétations qui découlent de leurs hypothèses sont équivalents à ceux de Craib. Pour ce qui est de l'onde lente, l'accord persiste, à savoir que cette onde est due au déplacement dans le même sens, mais avec une polarité inversée d'anodes et de cathodes simultanées. Ces auteurs divergent avec Craib par l'explication qu'ils donnent sur la formation de ces anodes et cathodes. Craib considère le muscle au repos comme électriquement neutre, les entrées et sorties de courant se produisent simultanément au niveau du front de l'excitation. Pour Wilson et Mac Leod [59], cette double polarité du front de l'onde d'excitation s'explique à partir de l'hypothèse de membrane de Bernstein. L'excitation « ou la blessure » en un point de la membrane polarisée d'une cellule au repos y amène une dépolarisation. C'est ce qui donne le complexe initial. L'onde lente correspond au retour au repos, soit à une repolarisation électrique.

A l'aide d'une électrode exploratrice sur l'oreillette mise à nu du chien, l'autre « indifférente » située à une partie éloignée du corps, ces auteurs établissent expérimentalement la variation du potentiel au point considéré durant la contraction. Se servant ensuite des formules qui donnent la valeur du potentiel dans un milieu conducteur étendu où sont placées une anode et une cathode très rapprochées [6 et 58], ils étudient la variation électrique en un point fixe du milieu considéré lorsque le couple anode-cathode se déplace à une vitesse constante et dans une direction déterminée. Les courbes ainsi obtenues par le calcul sont semblables à celles enregistrées avec l'oreillette du chien. Ces courbes ne présentent évidemment aucune valeur quantitative. Un certain

nombre de constantes sont choisies arbitrairement, ainsi que la distance du point fixe (qui représente l'électrode exploratrice) par rapport au plan de déplacement de l'anode et de la cathode simultanées. On suppose, de plus, que les courants produits sont constants (variations minimes d'impédance), que la conductivité du milieu conducteur est uniforme tant dans l'espace que dans le temps (au cours de la révolution cardiaque). Cette concordance étant une preuve de plus pour la réalité de l'existence d'une double polarité au niveau de l'onde d'excitation, ces auteurs montrent comment on arrive aux mêmes équations théoriques en partant de l'hypothèse de membrane de Bernstein.

Considérons une fibre polarisée au repos, en milieu conducteur homogène et étendu (fig. 14). Les cathions seront du côté externe de la membrane et les anions du côté interne. Toute la membrane cellulaire peut être considérée comme une surface mince polarisée + à l'extérieur et — à l'intérieur. Nous savons que le flux conservatif à travers une surface ne dépend que du contour qui la limite. Si nous supposons la surface précédente comme partiellement dépolarisée, sa limite sera constituée par la ligne de séparation entre la partie polarisée et la partie dépolarisée. Soit un point P quelconque hors de la surface considérée au repos. Le champ électrique développé en P sera fonction de la charge de la surface et de l'angle solide obtenu en joignant P à la limite de cette surface. Soit un plan de section quelconque passant par le point P_1, point intérieur à la cellule; nous avons ainsi deux surfaces A et B ayant même limite. L'angle solide sous-tendu par A en P est égal à celui sous-tendu par B. Un observateur placé en P et regardant A au travers de l'angle solide, voit le côté négatif de la membrane, et le potentiel de A en P sera négatif. Inversement, en regardant B de la même façon, il en voit le côté positif : le potentiel de B en P sera positif. D'autre part, le flux de A ne dépend que du contour de sa limite, soit de la surface de section par le plan passant en P_1; donc le potentiel en P de A est équivalent à celui créé par

la surface fictive de section polarisée —, à une densité uniforme σ. Si nous supposons, pour simplifier, une telle section comme cylindrique, polarisée d'un seul signe et base du cône dont P se trouve sur l'axe de révolution, la valeur du vecteur champ électrique $\vec{E}$ en P nous est donnée par la relation simple $\vec{E} = \sigma\Omega$, en appelant Ω l'angle solide du cône considéré. Par un raisonnement analogue, le potentiel de B en P est équivalent à celui créé par la surface fictive de section polarisée + à une densité uniforme σ. En faisant les mêmes suppositions que pour A, la valeur du champ électrique $\vec{E}$ en P, due à B, nous sera donnée par la relation $\vec{E} = \sigma\Omega$. L'angle solide étant le même, ces deux vecteurs, ayant même valeur absolue et de sens opposés, vont s'annuler. Il en sera de même du potentiel électrique dont dérive le vecteur champ. Nous en conclurons que le potentiel d'une cellule au repos et non lésée est nul en un point quelconque du milieu extérieur. D'une façon plus générale, soit une membrane mince immergée en milieu conducteur homogène étendu et uniformément chargée + d'un côté et — de l'autre. Si Ω est l'angle solide sous-tendu par les limites de cette membrane en un point du milieu extérieur, le potentiel en ce point est donné par la relation $V = \varphi\Omega$. Dans cette relation [58], φ est une constante qui dépend de la valeur des charges + et —, de leur densité et de la distance qui les sépare; cette constante peut être considérée comme le moment électrique d'une membrane de surface unité (Pierce).

Si on considère le point P_1 à l'intérieur de la cellule, il peut être regardé comme le sommet d'un cône dont l'angle solide est égal à 2π. Le potentiel dû à A en P_1 vaudra donc $V = 2\pi\varphi$, celui dû à B vaudra aussi $2\pi\varphi$, et, comme toutes les charges intérieures sont négatives, ces deux potentiels s'ajouteront. Le potentiel à l'intérieur de la cellule est donc négatif et vaut $4\pi\varphi$. Si m et n sont deux points très rapprochés de la membrane, l'un en dehors et l'autre en dedans de

la cellule, en allant de l'un à l'autre nous aurons une chute de potentiel de $V = 4\pi\varphi$.

En conclusion, le potentiel en un point P extérieur à une surface cellulaire polarisée peut être considéré comme la somme de deux potentiels égaux et de signe opposé. La membrane étant au repos, nous avons $(- V_A) + (+ V_B) = 0$. D'autre part, le champ développé par de telles surfaces équivaut à celui qui serait dû, au point P considéré, à la surface limite de section (que nous pouvons supposer être circulaire) uniformément chargée du même signe que celui de la membrane vue sous l'angle solide en P.

Si, à présent, nous dépolarisons une partie de la surface cellulaire en B, le disque fictif limitant équivalent à la surface A et celui équivalent à la surface B auront même polarité vus à travers l'angle solide en P (fig. 15). Le potentiel en P sera celui du disque limitant la surface A et polarisée négativement. Autrement dit, l'angle solide étant le même, tout se passe comme si le disque équivalent à la surface B était supposé polarisé négativement.

Si, maintenant, nous plaçons P en P I, le potentiel développé par le reste de la membrane polarisée A sera équivalent à celui du disque limitant supposé polarisé à une densité uniforme positive et vu sous l'angle solide en P I.

Considérons un troisième point P II. Supposons que l'onde d'excitation, donc la limite de dépolarisation, se déplace de B vers A, son effet électrique sera équivalent à celui produit par un déplacement identique d'une anode suivie d'une cathode. Ces conclusions seront les mêmes, quelle que soit l'étendue du milieu considéré. Pour un point extérieur donné, la formule indiquant le potentiel est indépendante de l'étendue de ce milieu. Ce dernier est indifférent pour les formules considérées. Le potentiel est uniquement fonction de la valeur de l'angle solide sous-tendu par le disque fictif polarisé, au point extérieur. Si l'on suppose le rayon du disque petit, comme c'est le cas pour une fibre musculaire, S étant sa surface et r la distance de son centre à un point

extérieur P relativement éloigné, l'angle solide sous-tendu en P est égal à $\frac{S \cos \theta}{r^2}$, en désignant par θ l'angle formé au centre O du disque par le segment de droite joignant O P et l'axe O N de ce disque (fig. 16). La formule précédente donnant la valeur du potentiel en P s'écrira alors :

$$V = \frac{\varphi S}{r^2} \cos \theta.$$

Cette équation est identique à celle qui définit le potentiel électrique (en un point quelconque du milieu extérieur conducteur) dû à une anode et à une cathode très rapprochées, sur l'axe du disque et à égale distance de son centre. Craib se sert d'une relation semblable pour définir le champ électrique dû à un « doublet ».

Dans le raisonnement précédent, il a été supposé, pour simplifier, que la dépolarisation dans chaque portion de la fibre devenant successivement active était instantanée et complète. En fait, cela semble peu probable, et les auteurs démontrent que, dans le cas d'une dépolarisation graduelle, la variation du potentiel en un point extérieur reste identique à celle précédemment établie. Soit, en effet, la surface N M d'une fibre musculaire où la dépolarisation est graduelle, c'est-à-dire complètement dépolarisée en N et à la polarisation de repos en M. La densité électrique ira en croissant de N à M. Si nous considérons la densité venant en N aussitôt après le point totalement dépolarisé comme étant la densité élémentaire σ, celle en M sera égale à un certain nombre de fois σ, soit $n\sigma$ (fig. 17). Le champ électrique causé en P par la cellule possédant le manchon cylindrique N M de dépolarisation progressive sera équivalent à celui de n disques fictifs polarisés, comme il a été dit plus haut. Ces n disques de même orientation sont situés entre M et N, et chargés chacun à la densité élémentaire σ. S'ils ont une répartition uniforme, leurs effets électriques en P sont équivalents à ceux d'une source unique d'électricité positive située en M, c'est-à-dire là où commence à peine la dépolarisation,

et suivie d'une sortie unique simultanée située en N, c'est-à-dire là où la dépolarisation vient de devenir complète. La positivité en P, où nous supposons avoir placé une électrode, sera maxima lorsque la dépolarisation de la membrane sous-jacente commence; elle sera minima, c'est-à-dire aura un maximum négatif, au moment où la dépolarisation sous elle sera complète. Si l'on considère la distance séparant l'anode de la cathode simultanée comme petite par rapport à la distance au point P, l'équation qui donne la variation de potentiel produite par le déplacement d'une telle association anode-cathode reste la même que si la dépolarisation était instantanée.

Il a été admis jusqu'à présent que la vitesse de dépolarisation est constante, c'est-à-dire que la dépolarisation amorcée en N se continue en M d'une façon uniforme dans le temps. Un tel phénomène est assez peu vraisemblable, et il est probable que la vitesse de dépolarisation débute par un minimum en N, puis va croissant régulièrement jusqu'à un maximum, pour décroître de nouveau vers un minimum en M. Le nombre ou concentration des disques polarisés créant le champ électrique en P sera plus grand dans un espace pris au voisinage d'un point où la vitesse de dépolarisation atteint son maximum. Et, sans doute, est-ce à ce moment-là qu'une électrode supposée très près de la surface N M sera le plus influencée. Cependant, si l'on considère la courbe représentant la variation de la vitesse de dépolarisation comme symétrique par rapport à son maximum, la concentration moyenne des disques dans l'élément M N reste constante quelle que soit la vitesse de dépolarisation. On peut en conclure que les effets électriques en un point éloigné du muscle, par rapport à la distance M N, sont les mêmes quelle que soit la vitesse de dépolarisation et sans qu'il y ait lieu de considérer la forme de la courbe représentant cette vitesse.

En fin d'activité, c'est-à-dire lorsque la fibre revient au repos, elle est supposée se repolariser. Tout ce qui a été dit

pour la dépolarisation s'applique à la repolarisation, avec cette différence que la direction des effets électriques est inversée [47]. Si l'ordre de repolarisation était le même que celui de dépolarisation, l'effet électrique total serait égal dans les deux cas, mais en sens opposé.

Dans le cas de l'expérience en milieu conducteur avec une seule électrode exploratrice directe, le processus de repolarisation devrait être responsable d'un diphasisme opposé à celui de la dépolarisation — la courbe totale aurait alors un aspect quadriphasique. Il ressort cependant des courbes expérimentales que la repolarisation se fait lentement par rapport à la dépolarisation.

Pour ce qui est de l'absence de parallélisme entre le nombre et le sens des phases lentes par rapport aux phases rapides d'un même complexe, ces auteurs invoquent des facteurs analogues à ceux de Craib [7]. En particulier, le fait que les unités électriques responsables de la repolarisation sont présentes en plus grand nombre simultanément, dans une masse musculaire donnée, que dans le cas de la dépolarisation, c'est ce qui empêche les deux processus de créer des effets électriques semblables. D'autres facteurs, comme le déplacement de l'organe par rapport aux électrodes de dérivation lors de l'inscription des ondes lentes, sont aussi considérés.

En conclusion, d'après ces auteurs, l'excitation ne créerait pas sur son passage une différence de potentiel, comme dans l'hypothèse de Craib. Ce potentiel serait le résultat d'un déséquilibre électrique se produisant entre la surface de tissu qui devient active et celle qui est encore au repos. Il a toujours été supposé dans les raisonnements précédents, ainsi que dans l'établissement des équations, que la conductivité électrique est uniforme dans tout le milieu environnant, dans la membrane et dans l'intérieur de la cellule. On a supposé de plus que la dépolarisation ne modifie pas cette conductivité. Cela est évidemment peu vraisemblable, de sorte que les équations établies (dans le cas d'un milieu

infini) n'ont aucune valeur quantitative. Elles paraissent cependant donner une image exacte des effets électriques de l'activité musculaire, pour le cœur en particulier. Wilson et ses collaborateurs pensent qu'elles seraient aussi applicables au muscle squelettique et au nerf.

Dans le cas du courant de blessure, les mêmes raisonnements basés sur un certain nombre de petits disques fictifs, polarisés comme il a été dit, restent valables [57]. La « limite » de la fibre est constituée par la démarcation entre partie blessée et partie saine. Les disques élémentaires considérés seront ainsi polarisés négativement du côté blessé (région dépolarisée) et positivement du côté sain (région polarisée). On conçoit qu'un tel courant, selon le degré de dépolarisation de la région blessée, affecte de façon plus ou moins profonde le tracé électrique total lorsque la fibre sera activée — c'est-à-dire lorsqu'un courant en sens inverse pour la phase de dépolarisation, ou de même sens pour la phase de repolarisation, s'avancera de la région saine vers la région blessée.

Cette dernière théorie de Wilson et Mac Leod [47-57-58-59] semble adoptée par la plupart des auteurs. A quelques exceptions de détail près, c'est à cette conception que les dernières publications (Katz, 1947) [38] se réfèrent pour expliquer les diverses déflexions rapides ou lentes de l'électrocardiogramme.

En ce qui concerne l'interprétation des courbes obtenues, tant en clinique qu'au laboratoire, cette théorie ne diffère pas de celle de Craib.

Pour ce qui est du muscle suspendu dans l'air et activé nous avons vu comment les résultats de Craib et l'hypothèse de négativité coïncident. Avec la théorie de Wilson, il y a accord plus complet, en particulier lorsque l'élément musculaire est placé en milieu conducteur étendu. La positivité initiale et le diphasisme de l'onde rapide en dérivation monopolaire sont expliqués par Wilson d'une façon qui ne diffère pas essentiellement de celle de Craib. Pour ce qui est de

l'onde lente, la polarité en sera inversée et l'effet électrique moins élevé en potentiel, mais de plus longue durée. En somme, on retrouve ici les deux ondes de « doublets », avec leur polarité inversée et leur durée différente. La sommation vectorielle de tels groupes d'anodes et de cathodes reste valable avec les restrictions imposées dans l'hypothèse de Craib (cas de la sphère).

L'avantage de la théorie de Wilson est d'être établie sur la théorie de membrane de Bernstein, donnant ainsi une explication simple sur l'origine des anodes et cathodes simultanées. En ce cas, cependant, il faut admettre un peu comme un postulat cette théorie de membrane. Cette hypothèse reste sujette à plusieurs des objections de Craib [8], à savoir, par exemple, comme un élément conducteur non isolé peut demeurer uniformément chargé d'un seul signe. D'après d'autres auteurs [46], de tels potentiels de membrane seraient insuffisants pour produire les courants habituellement recueillis à partir d'un tissu actif.

Nous conclurons de cet examen succinct que la diversité même des théories émises est la preuve de leur impuissance à résoudre complètement le problème complexe de l'électrogénèse du cœur. Si les contributions partielles de chacune de ces hypothèses ne sont pas à dédaigner, il n'en est aucune qui puisse donner une explication complète et satisfaisante de l'électrocardiogramme. L'hypothèse de Craib réalise un progrès considérable dans ce domaine.

Cependant, si les interprétations données par cet auteur pour les déflexions initiales semblent en parfait accord avec les faits expérimentaux, il n'en est plus de même pour la phase terminale. En particulier, dans le cas des petits lambeaux cardiaques immergés, l'onde lente devrait présenter théoriquement le même di- ou polyphasisme que le groupe initial; or, à quelques rares exceptions près, l'onde T ne présente pas ce parallélisme de phases avec les déflexions rapides et reste au contraire remarquablement monophasique. Craib considère que ce n'est pas là une objection sérieuse

à sa théorie des doublets de retraite; il évoque pour cela le fait que « les accidents secondaires n'ont pas apparemment le même potentiel que les primaires », ils seraient bien plus petits et « il est probable que les petites phases puissent ne pas apparaître du tout dans les enregistrements galvanométriques pris à des sensibilités ordinaires ». Pour ce qui est du potentiel des accidents secondaires, nous verrons dans la suite de cet exposé qu'il n'est pas rare d'avoir, avec un enregistrement à l'oscillographe cathodique, une onde T dont le voltage est supérieur à celui des déflexions rapides. Malgré ce l'onde T reste monophasique. Quant à l'absence de sensibilité de la corde, car toutes les expériences de Craib sont faites au galvanomètre d'Einthoven, elle peut être évoquée à juste titre, surtout si l'on enregistre avec une corde apériodique.

D'un autre côté, un accroissement de la sensibilité aurait pour effet de rendre la corde périodique, ce qui ne manquerait pas de provoquer, par overshoot au moins, une déflexion supplémentaire. Et rien ne prouve, d'ailleurs, que certains polyphasismes expliqués avec beaucoup d'ingéniosité ne soient parfois le résultat d'oscillations purement mécaniques. Il est hors de doute, vu l'ignorance où l'on est des phénomènes intimes de la contraction musculaire, que toutes les théories émises sur la constitution de l'électrocardiogramme ne peuvent à la fois être suggérées et vérifiées que par l'enregistrement oscillographique des différences de potentiels objectivement constatées. Comme, d'autre part, la connaissance exacte des relations existant entre la contraction cardiaque et la courbe électrocardiographique, tant dans le temps que dans l'espace, serait d'un gros intérêt clinique.

Nous pensons, à titre de suggestion, que l'emploi systématique d'un appareil enregistrant les variations de potentiel avec un maximum de fidélité ne serait pas à dédaigner. C'est ainsi que les expériences de Craib gagneraient à être reprises avec un oscillographe cathodique. Cela permettrait soit de

confirmer ses hypothèses, en montrant par exemple le polyphasisme de l'onde T dans certaines conditions, soit de les modifier.

Nous remarquerons aussi que la plupart des auteurs qui ont étudié l'électrocardiogramme se sont servis d'appareils à corde et reconnaissent explicitement que, pour avoir une sensibilité optima, leur oscillographe n'était pas apériodique (Gilson, Craib, Wilson, Mac Leod).

Dans la suite de cet exposé, nous ne faisons que comparer, d'une façon d'ailleurs purement empirique, quelques courbes électrocardiographiques normales prises simultanément avec un appareil à corde et un oscillographe cathodique. Nous ne prétendons nullement tirer de notre comparaison des conclusions d'ordre général. Nous ne faisons que quelques remarques d'ordre pratique. Leur intérêt réside uniquement dans le fait que, la plupart des enseignements théoriques étaient faits à partir de courbes électrocardiographiques prises au galvanomètre à corde, le praticien qui s'intéresse à l'électrocardiographie pourra, pensons-nous, tirer quelque bénéfice de notre exposé. Il constatera ainsi l'allure un peu différente de la courbe électrocardiographique due à l'oscillographe cathodique.

De plus, il sera averti de la contribution des perturbations purement mécaniques que l'on peut trouver dans les enregistrements électro-magnétiques.

Fig. 1 (DeBoer)

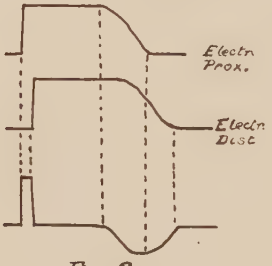


Fig. 2

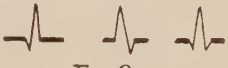


Fig. 3

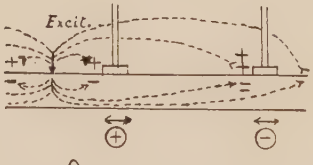


Fig. 4 (Gilson)

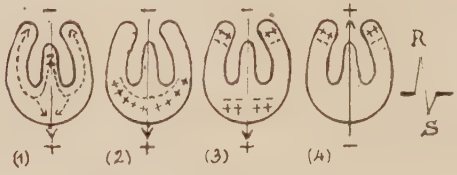


Fig 5 (Lewis)

Fig. 6

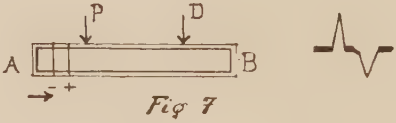


Fig 7

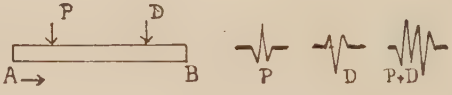


Fig. 8

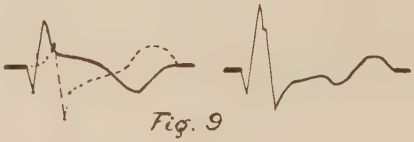


Fig. 9

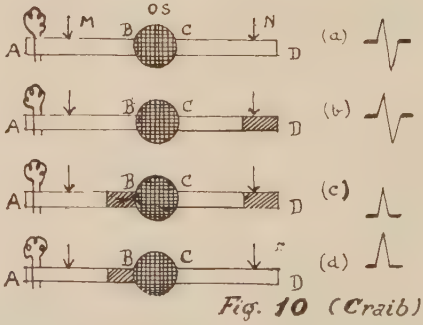


Fig. 10 (Craib)

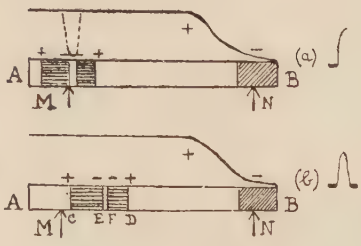


Fig. 11 (Crait)

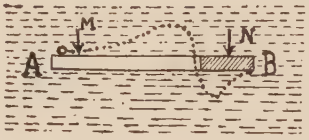


Fig. 12 (Crait)

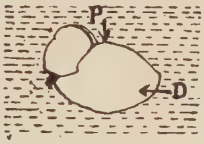


Fig. 13

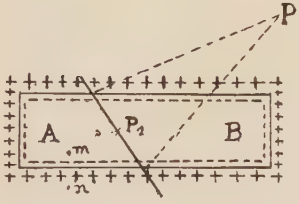


Fig. 14 (Wilson)

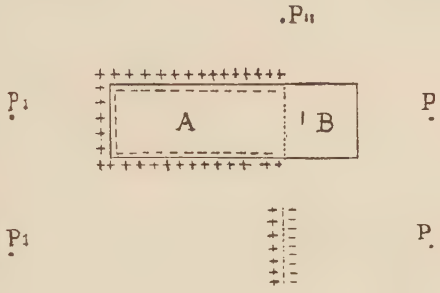


Fig. 15

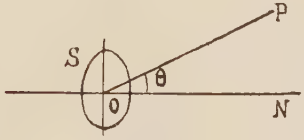


Fig. 16

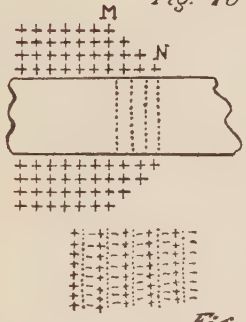


Fig. 17 (Wilson)

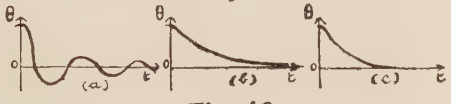


Fig. 18

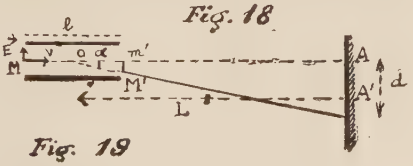


Fig. 19

CHAPITRE II

LES APPAREILS

Dès 1856, Kolliker et Muller mettent en évidence les courants d'action du cœur à l'aide de la patte galvanoscopique. Plus tard, Marchand (1877) et Engelman (1878) constatent les courants cardiaques avec le galvanomètre à boussole. En 1876, Marey utilise l'électromètre capillaire de Lipmann. En 1889, Waller réussit à dériver les courants d'action du cœur à la surface du corps. Cependant, la grande inertie de l'appareil de Lipmann ne permet pas d'enregistrer des variations de potentiel exactes. Les courbes obtenues ne sont qu'approchées, et les déplacements de la colonne de mercure ne sont pas proportionnels à l'intensité du courant.

C'est en 1897 que l'ingénieur français Ader [61] découvre le galvanomètre à corde, qui est employé en 1903 à la cardiologie par Einthoven [64].

Le premier appareil qui enregistra d'une façon relativement exacte les courants du cœur fut donc le galvanomètre à corde d'Einthoven.

Cet appareil, utilisé surtout dans les laboratoires biologiques, se compose essentiellement d'un puissant électro-aimant de 160 kg. environ avec deux surfaces polaires de 3 cm de large et distantes de 1 mm. Une corde de quartz dorée ayant 2 μ de diamètre est tendue verticalement dans l'intervalle bipolaire. Les courants cardiaques sont connectés aux deux extrémités de la corde de quartz dorée, et sous l'action du champ magnétique d'une intensité moyenne de 23.000 gauss, la corde va se déplacer perpendiculairement aux lignes de force du champ.

Un système optique projette l'ombre de la corde sur un rouleau de film ou de papier sensible à travers une fente linéaire.

Depuis Einthoven, divers appareils de ce type ont été construits; ils ont été rendus plus transportables afin de pouvoir être utilisés en clinique.

Un deuxième type d'appareil enregistreur est constitué par les oscillographes magnétiques à lampe. Ces appareils comprennent essentiellement un équipage mobile placé dans un champ magnétique. Ce système mobile est constitué, selon les modèles, soit par une palette ferromagnétique, soit par une boucle ou un petit cadre du type galvanomètre Desprez-d'Arsonval. Un petit miroir solidaire de l'équipage mobile réfléchit un faisceau lumineux inscripteur.

Un tel système présente une inertie assez considérable; on doit, pour que le courant du cœur puisse être décelé, y adjoindre un amplificateur à lampe.

Dans ces oscillographes, qui ne sont que des galvanomètres très sensibles, l'équipage mobile est soumis à un couple déviateur électromagnétique qui est proportionnel au sinus de l'angle de déviation; mais on peut remplacer le sinus par l'angle pour les petits déplacements que l'on aura à considérer [64]. Et l'intensité sera proportionnelle à l'angle de déviation.

On conçoit que lorsqu'un système matériel mobile autour d'un axe est déplacé de sa position d'équilibre stable, il y ait des forces antagonistes de rappel qui tendent à le ramener à sa position initiale. Durant son déplacement, le système acquiert une certaine énergie cinétique qu'il va restituer. Sous l'action conjuguée de cette énergie propre et des forces de rappel, il va dépasser sa position d'équilibre initiale. Comme il va acquérir par ce fait une nouvelle force vive, identique à la première, il oscillerait indéfiniment autour de cette position d'équilibre s'il n'était soumis à des forces de résistance qui s'opposent à son mouvement. C'est, en somme, le cas du pendule dans les petites oscillations.

Ces forces d'amortissement sont le plus ordinairement constituées par la résistance de l'air et sont proportionnelles à la vitesse du système. Il est clair que, selon la valeur de l'amortissement par rapport aux forces de rappel et aux forces d'inertie du système mobile, les oscillations en question décroîtront plus ou moins vite, et le mouvement est dit « oscillatoire amorti ». On peut le représenter par une sinusoïde dont les amplitudes décroissent à chaque période d'une quantité fixe jusqu'à s'annuler (fig. 18-*a*). Nous remarquerons que les périodes gardent toujours une même valeur.

Pour un accroissement des forces d'amortissement, l'effet de la force vive du système associée aux forces de rappel sera entièrement annulé avant que la position d'équilibre ait été dépassée. Cette dernière sera atteinte, suivant une loi exponentielle, au bout d'un certain temps fonction de la valeur des forces d'amortissement. On dit alors que le mouvement est « apériodique » (fig. 18-*b*).

Il existe enfin une valeur optima et bien définie des forces d'amortissement par rapport aux forces d'inertie et aux forces de rappel pour laquelle le mouvement est à la limite du sinusoïdal amorti et de l'apériodique. C'est-à-dire que pour cet amortissement le système reviendra à sa position d'équilibre en un temps minimum et sans osciller (fig. 18-*c*). Ce mouvement est dit « apériodique d'amortissement critique ».

Cette force d'amortissement, appelée « amortissement critique », peut se calculer mathématiquement. Ainsi, si l'on diminue légèrement l'amortissement critique, le système va se mettre à osciller; si on l'augmente légèrement, le système n'atteindra sans osciller sa position d'équilibre qu'au bout d'un temps supérieur.

Si l'on désigne par f le coefficient d'amortissement, par I le moment d'inertie et par la constante C le moment du couple de rappel pour un angle de déviation unité, l'amortissement critique nous sera donné par la relation :

$$f = 2\sqrt{\mathrm{I\,C}}.$$

Reprenons à présent le cas de notre galvanomètre. L'équipage mobile va, dans le cas où il est parcouru par un courant, subir une déviation permanente pour laquelle le couple déviateur électromagnétique est égal et opposé au couple de rappel. Ce dernier, ou bien « couple antagoniste », est donné par la torsion du fil suspenseur. Le moment de ce couple est proportionnel à l'angle de torsion et est indépendant de la tension à laquelle ce fil est soumis, du moins tant que la limite d'élasticité n'est pas dépassée.

Dans le cas des petits angles, la déviation du système mobile est proportionnelle au courant qui le parcourt. Cette déviation constitue en somme une deuxième position d'équilibre. Le mouvement de l'équipage mobile pour atteindre cette deuxième position sera identique, à l'angle de déviation constant près, à ce qu'il serait si cette déviation permanente n'avait pas eu lieu. La nature de son mouvement sera donc la même que s'il avait été déplacé de sa position d'équilibre initiale. C'est-à-dire que, selon la valeur des forces d'amortissement, la position de déviation permanente sera atteinte soit d'une façon périodique amortie, soit d'une façon apériodique, ou apériodique critique. On se rend facilement compte que les meilleures mesures seront effectuées aux environs d'un mouvement apériodique critique. C'est dans ce cas que l'équipage mobile atteint le plus rapidement son équilibre. Ceci cependant se fera au détriment de la sensibilité. En effet, le travail effectué par le couple déviateur électromagnétique est égal à la somme des travaux nécessaires pour vaincre les couples résistants (couple d'amortissement et couple de torsion) et pour accroître la force vive du système.

Si donc, pour avoir l'apériodicité on augmente l'amortissement, l'effort à vaincre sera plus grand et le déplacement de l'équipage mobile sera moindre pour un même courant.

L'amortissement par l'air est faible sur un équipage galvanométrique par rapport à celui dû aux forces électromagnétiques d'induction. Ces dernières prennent naissance

dans le système mobile lorsqu'il se déplace dans le champ magnétique et tendent à s'opposer à son mouvement. On se servira donc de ces forces pour obtenir un mouvement apériodique critique.

Si l'on désigne par R la résistance ohmique totale du circuit, la force électromagnétique induite est proportionnelle au flux magnétique (au carré) qui traverse le cadre ainsi qu'à la vitesse de ce dernier, et inversement proportionnelle à R. Pour un appareil donné, on ne peut agir ni sur le flux magnétique ni sur la vitesse du système mobile. Par contre, on pourra facilement agir sur R et obtenir un coefficient d'amortissement à peu près égal à $2\sqrt{I\,\overline{C}}$ pour une valeur donnée de cette résistance ohmique dite « résistance critique » (Rc). Donc si :

$R > Rc$, le galvanomètre oscille;

$R < Rc$, le galvanomètre est apériodique lent;

$R = Rc$, nous avons l'apériodicité critique.

La résistance du cadre étant fixe, on agira sur la résistance du circuit extérieur pour avoir Rc.

Dans certains appareils, tel l'oscillographe Dubois, on obtient l'amortissement en immergeant l'équipage mobile (palette ferromagnétique) dans un bain d'huile. Il convient, dans de tels appareils, de vérifier de temps à autre la qualité de l'amortissement. Le procédé est délicat et très empirique; on risque fort d'amener un amortissement excessif qui diminue trop la sensibilité de l'appareil.

Les tracés obtenus avec les oscillographes à lampes ne diffèrent pas beaucoup, somme toute, de ceux que l'on obtient avec le galvanomètre à corde [69]. L'amortissement par l'air n'est pas tellement négligeable vu la légèreté des équipages mobiles. Le système d'amplification rend les appareils à lampes sensibles malgré leur inertie relative; cependant, cette inertie subsiste quand même, ainsi que les forces de rappel constituées par le couple de torsion. Ce sont ces deux éléments que nous retrouverons dans l'étude des tracés pris au galvanomètre à corde sous forme de force de tension et d'inertie de la corde.

Le gros avantage de l'appareil à lampes est sa robustesse et sa facilité d'emploi.

L'oscillographe cathodique constitue actuellement le troisième procédé d'enregistrement des courants d'action du cœur. Cet appareil est essentiellement constitué d'un tube électronique à l'intérieur duquel on amène, sur deux plaques déflectrices, les courants à étudier. Le faisceau d'électrons qui passe entre ces deux plaques suivra fidèlement les variations du courant d'action. Le fond du tube comprend un écran fluorescent sur lequel se projecte, sous forme de spot lumineux, le faisceau d'électrons.

Des dispositifs spéciaux ont permis d'obtenir, avec de tels appareils, l'enregistrement simultané des trois dérivations sur une même courbe. Cette courbe résultante, constituant un vectogramme enregistré mécaniquement, permet à chaque moment de la révolution cardiaque de se rendre compte exactement de la position de l'axe électrique du cœur. Il n'est pas douteux que l'étude plus approfondie du vectogramme, rendue plus facile avec de telles méthodes d'enregistrement, donnera des possibilités d'investigation encore insoupçonnées.

Après cet aperçu sur les appareils utilisés dans l'enregistrement électrocardiographique, nous décrirons d'une façon un peu plus complète les deux types d'appareils dont nous nous sommes servi. Cela nous permettra de mieux comprendre les différences que nous voulons mettre en évidence entre les tracés donnés par chacun d'eux.

A. — **L'oscillographe à corde** (fig. *a*).

Dérivé du galvanomètre d'Einthoven et du type portatif, l'appareil dont nous nous sommes servi marche sur batterie d'accus de 12 volts (B). Les accus alimentent à la fois :

1° un électro-aimant (E — A), dans l'entrefer duquel oscille une corde de quartz argentée (C) de 3 à 6 μ de diamètre, et longue d'une dizaine de centimètres. Cette corde est supportée par un petit cadre mobile;

2° une lampe à incandescence (L) de 4 volts environ, qui est la source lumineuse du système. Un rhéostat (R 1) permet de maintenir à son niveau fixe le potentiel de cette lampe;

3° un chronographe (Ch), constitué par une lamelle oscillant comme un marteau de sonnerie électrique devant la lampe L et de période fixe;

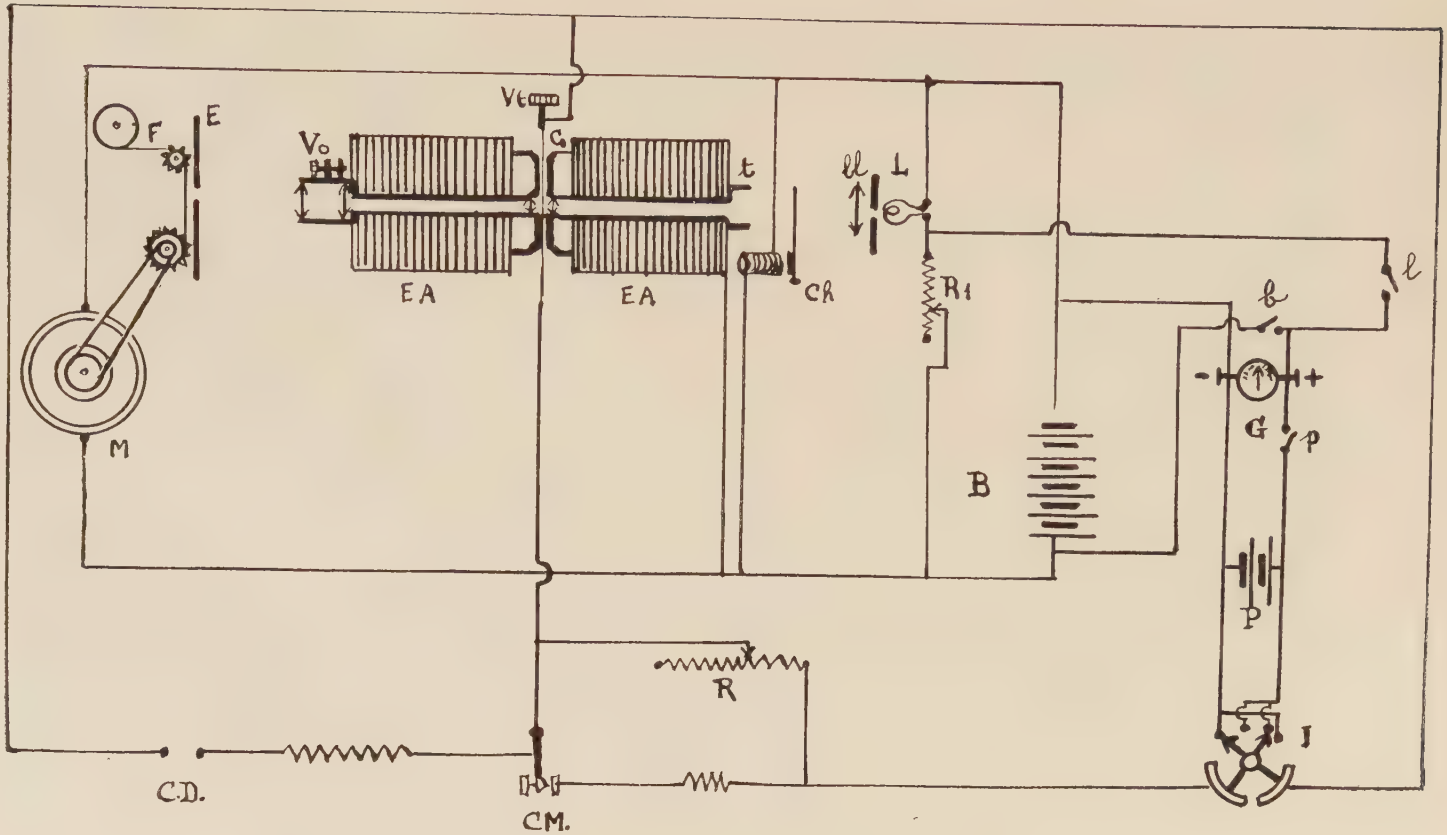
4° un petit moteur (M) permettant le déroulement du film de papier sensible.

En plus des accus est adjointe à l'appareil une pile (P) de 1,4 volt environ. Au moyen d'une clef de morse (CM), cette pile débite dans la corde, après passage dans des résistances appropriées, un courant de 1 mV. qui servira à l'étalonnage de la corde.

Disons tout de suite qu'en plus du rôle d'étalonnage auquel on procède avant l'enregistrement, la pile sert aussi à neutraliser les courants de peau. On désigne sous le nom de « courants de peau » des courants d'origine non cardiaque se produisant chez le sujet au repos; on suppose qu'ils sont presque en totalité dus à l'activité des glandes cutanées [30].

De tels courants sont susceptibles de déplacer la corde en dehors du champ du microscope. On fera revenir la corde à sa position initiale en envoyant dans son circuit un courant continu de même force électromotrice, mais de sens opposé. Cette force électromotrice nous est fournie par la pile; on réglera son débit par l'intermédiaire d'un rhéostat R, dont la résistance est de l'ordre de 200 à 300 ohms. Quant à son sens, il sera établi à l'aide d'un inverseur de courant à quatre branches I. On se rendra compte de la nécessité de cette inversion si, en poussant le curseur du rhéostat R, on constate que la corde s'éloigne davantage de sa position initiale au lieu de s'en rapprocher.

Un interrupteur spécial permet de passer successivement de D 1 à D 2 et à D 3. La mise en circuit de la corde avec la dérivation à étudier (C, D) se fait par un interrupteur-shunt à trois plots. On passera progressivement, pour chaque dérivation, du premier au troisième plot, où se fera


F
E
M
Vo
Ve
G
t
EA
EA
CR
ll
L
R1
B
b
l
G
p
P
R
J
C.D.
CM.

l'enregistrement. Chaque passage progressif correspond à des intensités croissantes de courant (le 1/30, le 1/3, puis la totalité). On ramène la corde à sa position initiale s'il y a lieu. Lorsque cette corde est traversée par le courant à étudier, elle se trouve soumise à une force électromagnétique dont le sens et la grandeur nous sont donnés par la loi de Laplace. Dans la limite des différences de potentiels qui nous intéressent, on considère que les déplacements sont proportionnels à l'intensité du courant.

Un galvanomètre de contrôle G, placé en dérivation sur les principaux circuits dont nous venons de parler, permettra de vérifier si l'on a bien les diverses tensions désirées pour la mise en marche de l'appareil. Les interrupteurs *b*, *p* et *l* permettront de vérifier les tensions de la batterie d'accus, de la pile et de la lampe.

L'enregistrement des oscillations de la corde se fera par l'intermédiaire d'un double système optique, sur un film de papier sensible F entraîné à une vitesse constante (25 mm./sec.) par le moteur M.

La première partie de ce système optique comprend une lentille de champ *ll*, qui envoie le faisceau lumineux émis par la lampe L dans un tube *t*. Ce dernier traverse l'électro-aimant et vient se terminer dans l'entrefer par un condenseur permettant de concentrer la lumière sur la corde C.

La deuxième partie est constituée par un microscope. Après avoir traversé le pôle de l'électro-aimant, ce microscope va projeter sur un écran E l'image très grossie (environ 500 fois) du segment de corde placé dans son champ.

L'ombre de la corde se projecte, avec le faisceau lumineux, sur le film à travers une fente linéaire découpée dans l'écran E. L'un des bords de cette fente est gradué afin de permettre l'étalonnage des amplitudes de la corde. Une vis de réglage Vo permet de rendre nette l'image projetée sur l'écran. Le tracé sera révélé en blanc sur fond noir.

Nous avons vu, en décrivant l'appareil, comment on pouvait neutraliser les courants de peau. Cette neutralisation,

que l'on établit pour chaque dérivation, est essentielle. D'abord parce qu'en agissant sur la corde ces courants parasites la tendent plus ou moins fortement, à tel point que les variations électriques cardiaques ne seront plus susceptibles de la déplacer, ou du moins sa sensibilité en sera très diminuée; et ensuite parce qu'ils peuvent tout simplement faire sortir la corde du champ du microscope.

Dans les appareils à corde plus récents, on élimine les courants de peau, ainsi que le dispositif de leur compensation, en mettant dans le circuit de dérivation un condensateur de capacité convenable. L'appareil est simplifié et surtout son emploi est plus facile.

La résistance de peau, jointe à la résistance du corps, fait que la différence de potentiel prenant naissance au niveau du myocarde est très amoindrie lorsqu'on la recueille par des électrodes périphériques. C'est ainsi que nous recueillons des courants de l'ordre du millivolt, alors qu'ils seraient bien plus élevés au niveau du cœur lui-même. Dans cette chute de potentiel, la peau entre pour une grande part, car sa résistance varie de 2.000 à 1.000.000 d'ohms par centimètre carré, la résistance du reste du corps étant de 600 à 1.000 ohms par centimètre carré [73]. Bien que l'on ne puisse rien faire pour empêcher cette dissipation de potentiel, il est tout de même bon de diminuer le plus possible les résistances de contact. Pour cela, après avoir dégraissé la peau aux points de dérivation, on décapera soigneusement les cellules cornées de l'épiderme et on comblera les interstices avec la solution électrolytique dont les électrodes seront imbibées. Ces dernières seront assez larges et faites avec un métal peu polarisable (étain ou zinc); pour diminuer encore la polarisation, la solution électrolytique employée sera de même nature que le milieu conducteur des tissus, c'est-à-dire à base de chlorure de sodium.

Nous pourrons remarquer dès maintenant que le danger de polarisation des électrodes est éliminé dans l'oscillographe cathodique sans qu'il soit nécessaire de prendre toutes ces

précautions. En effet, dans ce dernier appareil, l'enregistrement est en potentiel, et aucun courant ne traverse le tissu, d'où pas de polarisation au niveau des électrodes. Tandis que, dans les appareils électromagnétiques, l'enregistrement est en puissance, il y a passage du courant dans tout le circuit, d'où polarisation plus ou moins importante au niveau des électrodes [52].

En série avec tout le circuit de dérivation, sera placée une résistance assez élevée qui, jointe à la résistance propre de la corde (environ 2.000 ohms), absorbera les variations de potentiel d'origine extra-cardiaque (variations de résistance cutanée, de capacitance, ...). Sans cela, la ligne isoélectrique présenterait une allure ondulée.

B. — L'oscillographe cathodique.

Nous décrirons successivement les trois parties constituant l'oscillographe cathodique ainsi que leur fonctionnement respectif.

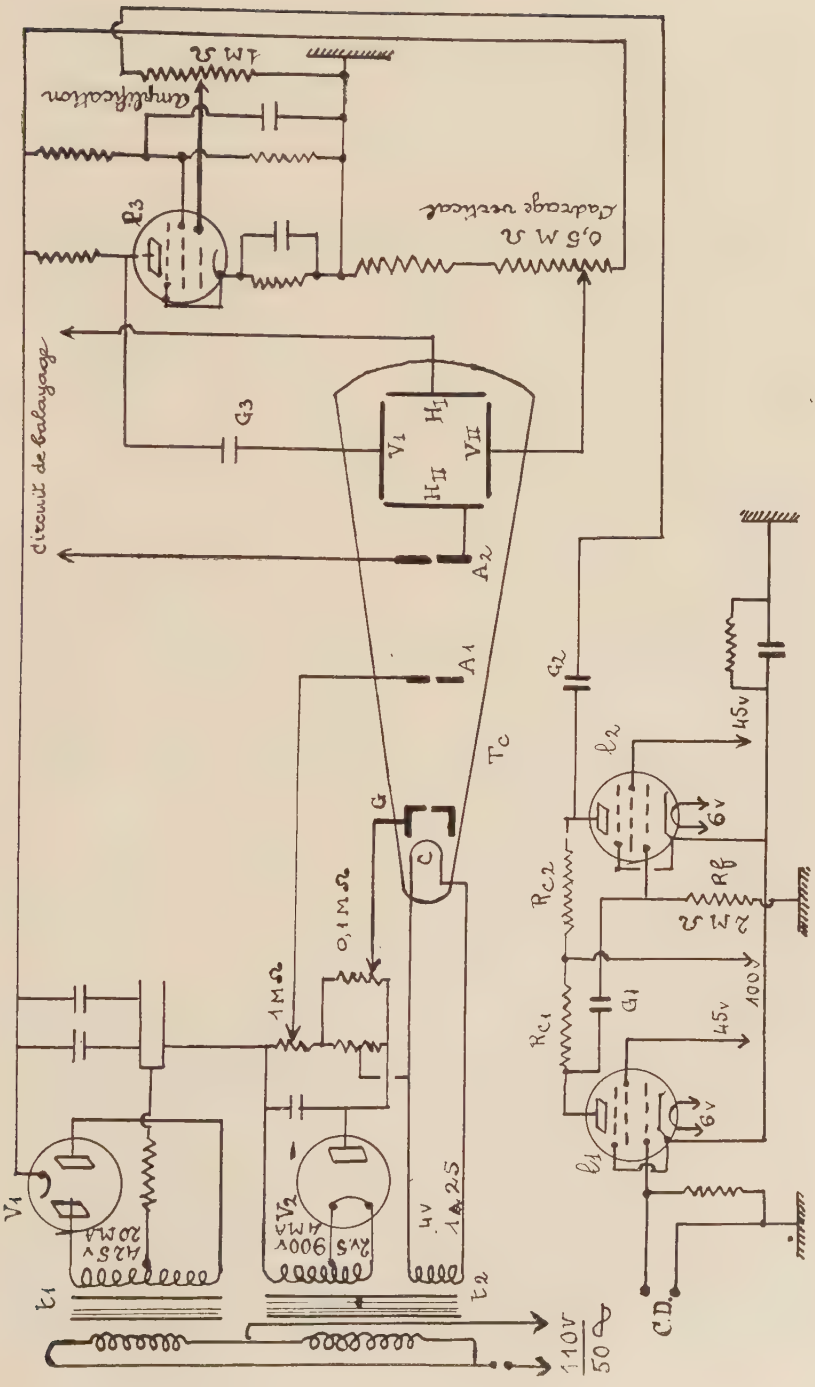
Nous distinguerons donc : l'amplificateur, l'oscillographe proprement dit et le système d'enregistrement graphique (fig. *b*).

1° Le système d'amplification.

L'amplificateur est en deux parties : un préampli à deux lampes et une troisième lampe amplificatrice. Le potentiel cardiaque recueilli en C D est appliqué à la grille de commande de la première lampe amplificatrice du préampli L 1 (pentode à grand coefficient d'amplification). En sortant de L 1, la tension amplifiée est appliquée à la grille de commande de la deuxième lampe amplificatrice L 2, semblable à la première. Un commutateur spécial placé sur le cadran de l'appareil permet de passer de D 1 à D 2 et à D 3.

Pour diverses raisons, et en particulier pour éviter les inductions dues au secteur, le préampli est alimenté par batterie et pile.

La grille écran des deux lampes du préampli est portée


1 MΩ
Amplification
0,5 MΩ
Radiage vertical
P3
circuit de balayage
C3
H1
V1
VII
HII
A2
A1
Tc
G
C
0,1 MΩ
1 MΩ
V1
V2
4V
1A2S
t1
t2
110V
50
C2
l2
45v
6v
Rc2
Rb
2 MΩ
100v
Rc1
C1
l1
C.D.

à un potentiel d'environ 45 volts. La grille d'arrêt, empêchant l'émission électronique de plaque, est reliée à la cathode, c'est-à-dire au potentiel O. Le filament chauffant est porté à un potentiel d'environ 6 volts. le potentiel de plaque est de l'ordre de 100 volts.

Le montage de ces lampes amplificatrices est du type dit « en résistance », caractéristique d'une amplification en tension. Dans le circuit de plaque de chaque lampe est intercalée une résistance pure dite résistance de charge (Rc 1 et Rc 2).

La résistance de charge doit être grande par rapport à la résistance interne de la lampe. Il est assez facile de se rendre compte du rôle important, pour l'amplification en tension, de la résistance de charge égale à plusieurs fois la résistance interne de la lampe. En imaginant un générateur de courant oscillant dont la résistance est égale à la résistance interne r de la lampe amplificatrice (au point choisi de la caractéristique), et dont le voltage fourni est égal au voltage Eg appliqué à la grille multiplié par le facteur d'amplification de notre lampe, K Eg sera la tension fournie par un tel générateur. Si nous appelons Eo le potentiel recueilli aux bords de la résistance de charge Rc intercalée dans le circuit extérieur, nous aurons :

$$\frac{Eo}{K\,Eg} = \frac{Rc\,I}{I\,r + Rc)} = \frac{Rc}{r + Rc}.$$

Ce qui nous donnera :

$$Eo = K\,Eg. = \frac{Rc}{r + Rc}.$$

Le rapport d'amplification en voltage entre le potentiel de grille Eg et le potentiel recueilli aux bornes de la résistance de charge Eo sera donc :

$$\frac{Eo}{Eg} = \frac{K\,Rc}{r + Rc}.$$

Cette expression nous montre que, pour avoir une grande amplification en voltage, il est nécessaire de mettre une résistance de charge Rc grande par rapport à r. Le maximum

possible d'amplification obtenue lorsque Rc est infiniment plus grand que r est égal au facteur d'amplification de la lampe. Nous rappelons que le rapport d'amplification K correspond au quotient différentiel $K = \frac{\Delta Ep}{\Delta Eg}$, dans lequel ΔEp exprime une petite variation du voltage de plaque, et ΔEg une petite variation du voltage de grille produisant la même variation du courant de plaque.

La tension recueillie aux bornes de la résistance de charge équivaut à la chute ohmique I Rc. Si les oscillations de I sont faibles, celles de I Rc seront élevées, Rc étant une constante de forte résistance. Dans une telle amplification en tension, on peut se permettre de faire travailler les lampes sur la partie exactement rectiligne de la caractéristique, donc sans distorsion.

Comme nous le verrons plus loin, c'est en effet une modulation de potentiel qui est appliquée aux plaques déflectrices de l'oscillographe cathodique. Nous voyons ainsi que le reproche fait par certains auteurs [75] concernant les distorsions dues au système amplificateur des appareils cathodiques n'est pas justifié. Si nous faisons d'ailleurs la comparaison avec un appareil électromagnétique à lampe, nous remarquons que, si l'amplification demandée dans ces derniers peut être moindre, il s'agit cependant forcément d'une amplification en puissance, donc entachée de distorsions.

Nos deux lampes amplificatrices sont reliées par un couplage résistance-capacité. Une telle liaison comprend un condensateur C 1 qui est interposé dans le circuit amenant la tension amplifiée par la première lampe à la grille de commande de la deuxième lampe. Ce condensateur arrête une forte tension de plaque et l'empêche d'atteindre la grille de L 2; par contre, il laissera passer les tensions oscillantes. Pour éviter que la présence de ce condensateur de liaison n'accumule sur la grille de la deuxième lampe une trop forte charge négative, on intercalera une résistance dite « de fuite » Rf reliée à la masse. Ce qui permet de maintenir la

grille de L 2 dans la partie rectiligne de sa caractéristique.

En sortant du préamplificateur, notre tension à étudier (amplifiée environ 10.000 fois) est amenée au deuxième élément d'amplification constitué par une pentode d'un type un peu différent, L 3. Dans le circuit d'amenée est intercalée une résistance de l'ordre du mégohm que l'on peut faire varier, permettant ainsi le réglage de l'amplification. Nous aurons ici aussi un condensateur de liaison C 2. Les divers éléments de cette dernière lampe sont portés aux voltages voulus par l'intermédiaire de résistances convenablement choisies. La tension est fournie par le secteur après transformation (transformateur *t* 1) et redressement (lampe valve *v* 1). Comme les précédentes, la lampe L 3 fonctionne aussi en amplificateur à résistance. C'est à partir de cette dernière lampe, et toujours par l'intermédiaire d'un condensateur de liaison C 3, que la tension amplifiée attaque la plaque déflectrice verticale VI de l'oscillographe.

2° L'oscillographe proprement dit.

Le principe de l'oscillographe à rayon cathodique est le suivant : les électrons sont extraits d'une cathode chaude sous l'influence du champ électrique produit par une anode. Cette anode, portée à un fort potentiel positif, est percée d'un trou. Les électrons sortent par cet orifice et forment un faisceau qui, tombant sur un écran, va l'illuminer au point d'impact (spot lumineux). Ce faisceau est engendré soit en milieu de gaz inertes à faible pression (de l'ordre de 0,005 mm. de mercure), soit dans le vide poussé. Par suite de l'ionisation par choc (ions positifs de masse considérable), l'inertie de concentration du faisceau électronique dans les tubes à gaz inertes a fait rejeter ces oscillographes pour l'emploi des fréquences élevées.

Parmi les propriétés des rayons cathodiques, nous retiendrons que :

— ils rendent vivement fluorescentes la plupart des substances;

— ils impressionnent la plaque photographique;
— ils sont déviés par un champ magnétique et par un champ électrique;
— enfin, quel que soit leur mode de production et quel que soit le gaz à basse pression contenu dans le tube, les rayons cathodiques sont toujours constitués par des électrons.

Dans un tube à vide poussé (T.c), nous avons les différents éléments suivants :

a) *La cathode* c *est à chauffage indirect (oxydes métalliques alcalino-terreux).* — Afin d'avoir une émission d'électrons très dense et punctiforme, cette cathode est cylindrique et les électrons s'échappent par un petit orifice tubulaire. L'ensemble de la cathode est entouré d'une électrode cylindrique dite « cylindre de Wehnelt » (G), agissant comme une grille de triode et qui, par sa polarisation réglable, permet de concentrer le flux électronique et de moduler ainsi la luminosité du spot.

b) *L'anode* A 1 *est un diaphragme circulaire concentrique au flux d'électrons.* — Sa tension réglable est en général assez élevée. Cette tension permet, en outre, de concentrer le faisceau cathodique qui se disperse au moment où il traverse A 1. Sur son parcours, le faisceau d'électrons rencontre une deuxième anode A 2 analogue à la première, qui le concentre à nouveau. A 2 est portée à un potentiel beaucoup plus élevé que A 1.

c) *Les plaques déflectrices.* — Après avoir traversé la dernière anode, le flux d'électrons va traverser deux paires de plaques perpendiculaires entre elles. Le faisceau subira une déviation électrostatique en les traversant lorsqu'elles seront le siège d'une variation de potentiel. Sur la paire de plaques verticales VI et VII arrive la tension physiologique à étudier. Une résistance d'environ 0,5 mégohm, interposée dans le circuit de la plaque VII, permet, à l'aide d'un bouton situé sur le tableau de l'appareil, d'effectuer le « cadrage vertical ».

Dispositif d'alimentation du tube cathodique.

Le chauffage indirect de la cathode se fera par le secteur après transformation; nous aurons un circuit de chauffage de 1,25 ampère avec une tension de 4 volts.

Les tensions du cylindre de Wehnelt (de 0 à — 50 volts) et celles des anodes, de l'ordre de quelques centaines pour A 1 à quelques milliers de volts pour A 2, sont données par le secteur après transformation (t 2) et redressement (v 2).

Ces diverses tensions sont réglables grâce à des potentiomètres. Tout le dispositif d'alimentation est soigneusement blindé ainsi que les conducteurs, et reliés à la masse afin d'éviter les troubles d'induction pouvant agir sur l'oscillographe.

La déviation du faisceau cathodique.

Si nous considérons une particule électrisée de charge élémentaire e, issue de la cathode à une vitesse initiale $\vec{v}$, si les plaques déflectrices n'ont aucune charge, cette particule ira en ligne droite frapper le fond du tube en un point A (fig. 19). Si l'on charge les plaques déflectrices formant condensateur (par exemple les deux plaques verticales) durant son trajet à travers le condensateur de longueur l, la particule électrisée est soumise à une force $f = e\vec{E}$, en appelant $\vec{E}$ le champ électrique d'un tel condensateur. Cette force est perpendiculaire et constante à la direction de la vitesse durant tout le trajet l. La trajectoire de cette particule soumise à une force constante perpendiculaire au vecteur vitesse initiale sera donc une parabole. A la sortie du condensateur, le champ cesse brusquement, et la trajectoire de la particule devient rectiligne suivant la tangente à la parabole au point de sortie du champ électrique. La composante horizontale de la vitesse restant constante, la particule aura quitté le champ au bout d'un temps $t = \frac{l}{v}$; elle sera alors au point M', qui est le point de contact à la tangente. Si nous

prolongeons cette tangente vers la trajectoire horizontale M A, elle rencontrera cette trajectoire au point O, milieu de l. L'angle α que fait en O cette tangente avec M A est l'angle de déviation dû au champ électrique.

Si le fond de notre tube constitue un écran situé à une distance L du point O, nous aurons la déviation linéaire $d = A A'$ de la particule [62] :

$$d = L \operatorname{tg} \alpha = \frac{L E e l}{m v^2}.$$

v et $\frac{e}{m}$ sont des constantes dépendant des particules électroniques; L et l sont des constantes de l'appareil. La déviation linéaire sera alors une fonction directement proportionnelle à E.

E est fonction à la fois de la tension portée sur les deux plaques déflectrices et de la distance les séparant. Pour une distance donnée fixe, la déviation sera donc proportionnelle au voltage appliqué.

On conçoit que plus la vitesse des électrons est grande (fortes tensions d'anode) et plus il nous faudra une composante verticale, donc un champ électrique, élevé pour obtenir une bonne sensibilité. Dans les tubes cathodiques moyens, on compte une déviation à l'écran de 1 mm. à 1,5 mm. par volt.

Le balayage.

Le fond du tube cathodique sur lequel arrive le faisceau d'électrons est enduit avec une solution de silicate de soude, recouverte après séchage d'un produit fluorescent. En plus de la fluorescence, l'écran présente aussi de la phosphorescence avec certains enduits. La persistance du tracé, de l'ordre de 1/10 de seconde, est essentiellement variable avec la tension d'anode, le chauffage de la cathode, la vitesse des vibrations étudiées et la vitesse du balayage. Le balayage consiste en un déplacement artificiel du spot suivant une direction perpendiculaire à ses vibrations. Ce procédé nous permet ainsi la « scopie » du phénomène à étudier en fonc-

tion du temps qui se trouve porté en abscisse. Pour l'enregistrement graphique, on arrêtera le balayage, et l'abscisse de la courbe obtenue sera donnée par la vitesse constante du film de papier sensible se déroulant devant le spot.

On obtiendra le balayage en appliquant sur la paire de plaques déviatrices horizontales H I et H II, une tension croissant linéairement, à une vitesse relativement petite, pour que, durant le déplacement horizontal du spot, un certain nombre d'oscillations appartenant au courant à étudier ait le temps de se manifester. Lorsque le spot aura terminé son trajet horizontal, le potentiel des plaques H I et H II va tomber brusquement. Le spot revient alors rapidement à son point de départ et se trouve prêt à un nouveau balayage. Si l'on représente les variations de la tension appliquée aux plaques horizontales en fonction du temps, nous obtenons une courbe en « dent de scie ». De telles oscillations appartiennent au type des oscillations à relaxation. On les obtient par la charge progressive d'un condensateur à travers une résistance et sa décharge rapide à travers une lampe triode à atmosphère gazeuse ou « thyratron ».

Lorsqu'un condensateur et une résistance sont montés en série, le courant passant dans le condensateur est freiné par cette résistance. De sorte qu'il faudra, pour compléter la charge d'un tel condensateur, une période de temps beaucoup plus longue que s'il n'y avait pas de résistance. Ce temps de charge est proportionnel au produit Résistance-Capacité. On peut calculer ainsi la « constante de temps » d'un tel circuit. Lorsque le balayage est terminé, le condensateur, relié à Hl, a atteint une certaine charge. D'autre part, le thyratron a une résistance très faible par rapport à celle qui est en série avec le condensateur. Ce dernier, lorsqu'il aura une tension déterminée, se déchargera donc brusquement à travers le thyratron placé en shunt à ses bornes. La décharge ne s'est pas produite avant parce que, du fait de son ionisation, le courant de plaque ne s'établit dans une telle lampe que pour une tension anodique très supé-

rieure à celle des triodes à vide. Au moment de la décharge, étant donné la forte résistance en série avec le condensateur, le circuit allant à H1 va tomber à un potentiel presque nul : c'est pendant ce court instant, de l'ordre de la micro-seconde, que le spot va revenir à son point de départ pour effectuer ensuite un nouveau balayage. (Cette chute brusque de potentiel correspond à la descente presque verticale de la courbe en « dent de scie ».)

Dans le circuit de balayage (non représenté sur le schéma) est intercalée une résistance de 0,5 mégohm que l'on peut faire varier à l'aide d'un bouton situé sur le tableau de l'oscillographe et permettant « le cadrage horizontal ».

Trois condensateurs différents, qu'un contacteur au tableau permet de mettre successivement en circuit, donneront trois vitesses de balayage (25, 50 et 75 mm./sec.).

L'alimentation du circuit de balayage est obtenue à partir du secteur après transformation et redressement.

3° Le système d'enregistrement.

Pour l'enregistrement, le balayage est arrêté. Le déroulement du film de papier sensible devant le spot donne l'axe des temps. La vitesse d'entraînement du film est constante (25 mm./sec.) et se fait par l'intermédiaire d'un petit moteur alimenté par le secteur. Ce film se déroule dans une caméra et est impressionné au moyen d'un objectif photographique à grande ouverture numérique, permettant ainsi d'enregistrer les déplacements les plus rapides du spot.

CHAPITRE III

LES TRACÉS

A. — Les tracés d'étalonnage.

Nous examinerons successivement les tracés d'étalonnage pris à l'appareil à corde et ceux pris à l'oscillographe cathodique. L'étalonnage sera le même pour les deux appareils, c'est-à-dire que nous aurons une déflexion de 1 cm. pour une force électromotrice de 1 millivolt.

A l'oscillographe à corde, nous avons vu comment on pouvait obtenir une force électromotrice de 1 millivolt en mettant en circuit le courant de pile. Notre tension de corde sera telle que nous aurons alors la déflexion voulue. Si nous considérons notre système optique comme grossissant environ 500 fois, un tel déplacement de 1 cm. correspond à un déplacement réel de 20 μ de la corde. Pour les tracés d'étalonnage, nous pourrons constater certains faits nous permettant de donner un essai d'explication sur la morphologie de la courbe électrocardiographique en fonction de l'enregistrement à corde. Nous étudierons successivement :

— la sensibilité de la corde;
— le phénomène de « l'overshooting »;
— les conditions d'un mouvement apériodique.

1° La sensibilité.

On définira la sensibilité comme étant la distance entre la position d'équilibre de la corde au repos et après application d'une différence de potentiel donnée. Dans l'électrocardiogramme, où l'on a à enregistrer des variations rapides de courant, cette distance dépendra de plusieurs facteurs.

Tout, d'abord la tension mécanique de la corde; on conçoit que plus cette dernière est tendue et plus le déplacement sera moindre. Dans certaines limites d'élasticité de la corde, on considère généralement les déflexions comme inversement proportionnelles à la tension mécanique.

En second lieu interviennent les forces d'amortissement dues à l'air et aux forces électromagnétiques d'induction. Ces deux derniers facteurs varient avec la vitesse de déplacement de la corde, c'est-à-dire avec la forme de la variation de potentiel à étudier en fonction du temps. De sorte que, pour une même tension donnée de corde, on pourra avoir des sensibilités différentes.

Les diverses théories du galvanomètre à corde considèrent que la tension mécanique est constante tout au long du fil. Cette supposition est inexacte, car le champ est localisé sur une très petite longueur, et il y a là une discontinuité dans la tension (à laquelle vient s'ajouter probablement une légère torsion). L'équation des fils parfaits permet facilement d'éliminer la tension et fournit la valeur de la déflexion [1] :

$$D = K\int^{0} \frac{F'(y)}{\frac{1}{2}\sqrt{1 - K^2\,[F(y) + K']^2}}\,dy - \frac{l\,(1 + k)}{2}\,KK'$$

ou K et K′ sont des constantes dépendant de la longueur du fil; F(y) dépend de la variation du champ en fonction de la longueur l du fil. Seul le terme k peut contenir l'intensité, $k1$ représentant l'allongement du fil sous l'action du champ, du courant, et peut-être aussi de l'effet Joule.

En fait, on ne peut pas expliciter k en fonction de i, et les hypothèses qu'on peut faire sont injustifiables. En général, D n'est pas proportionnel à i. Ce résultat, déjà connu [76], a conduit les astronomes à utiliser des suspensions complexes pour de telles cordes galvanométriques.

---

(1) Nous remercions MM. C. Piffault, P. Blanquet et J. Duhamel de nous avoir donné connaissance de leur communication à l'Académie des sciences : « A propos de la détermination de la courbe d'équilibre du galvanomètre à corde en courant continu », *C. R. A. S.*, 226, 643, févr. 1948. La formule que nous employons est empruntée à cet article.

Dans la figure *c*, nous représentons la courbe de sensibilité de la corde que nous avons employée. Comme on peut le constater, cette courbe se relève assez vite, bien que la corde utilisée n'ait pas une très forte tension mécanique. On conçoit que, pour une corde rigoureusement apériodique, donc plus tendue, une telle courbe se relèvera encore plus rapidement pour devenir parallèle à l'axe des intensités : la limite d'élasticité sera vite atteinte et la corde ne bougera pratiquement plus à partir d'une certaine intensité limite.

2° L'overshoot.

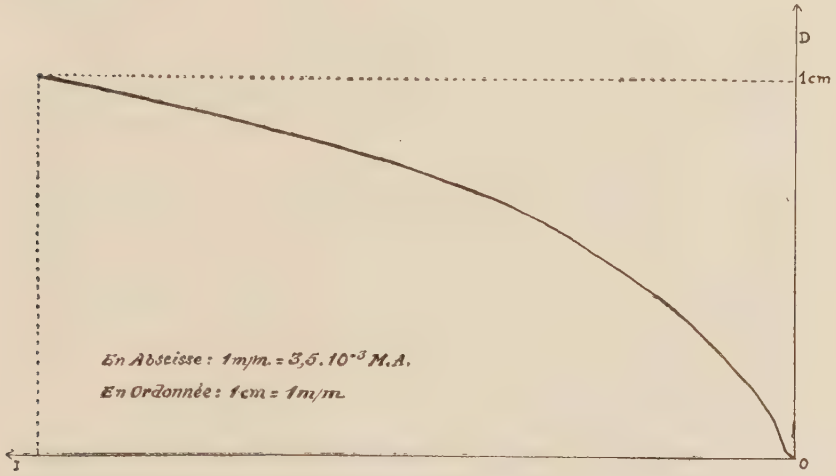
La figure 1, planche A, représente un tracé d'étalonnage de la corde employée dans nos enregistrements.

Lorsqu'on établit le courant d'étalonnage, la corde passe de A à A′; après quelques oscillations, elle va reprendre sa position d'équilibre B C. A la suppression du courant d'étalonnage, le même phénomène va se produire en sens inverse. La corde ira de C à C′, puis reviendra après quelques oscillations à sa position d'équilibre D E. De telles flèches A′ et C′ constituent ce que les auteurs anglo-saxons ont dénommé « l'overshoot ». Ces oscillations de la corde peuvent faire penser soit à un phénomène mécanique, soit à un phénomène d'oscillations électriques lors de l'ouverture et de la fermeture du courant d'étalonnage. La forte résistance du circuit par rapport à la capacité constituée par le contacteur d'étalonnage, ainsi que l'étude de l'agrandissement de l'overshoot obtenu, montrent qu'il s'agit d'un phénomène mécanique.

Les oscillations donnant l'overshoot ne sont autres que les vibrations propres de la corde animée d'un mouvement périodique amorti. Dans la figure 1, planche A, on peut compter, après grossissement, 4 à 5 oscillations de la corde; la fréquence est de l'ordre de 100 à 150.

De telles vibrations peuvent évidemment déformer les tracés cardiaques de haute fréquence lorsqu'ils présentent une période voisine de la période propre de la corde.

Dans les tracés normaux, que nous envisageons seulement, certaines déflexions peuvent être partiellement déformées par ces oscillations de la corde. Selon l'allure de la variation de potentiel, nous aurons sur le tracé soit la première oscillation seulement, soit une suite de deux ou trois oscillations.



Comme nous l'avons vu au précédent chapitre, le mouvement périodique amorti dépend à la fois de la force vive de la corde, de l'amortissement par l'air et par les courants de Foucault, ainsi que des forces de rappel constituées par la tension mécanique de la corde.

La force vive et l'amortissement par l'air sont proportionnels au carré de la vitesse de déplacement; les courants induits sont proportionnels à cette vitesse. On voit donc que, selon le temps de variation de la différence de potentiel enregistrée, nous aurons un overshoot plus ou moins élevé ou pas d'overshoot du tout; ceci pour une même tension mécanique de la corde. L'overshoot que nous avons reproduit correspond à une tension moyenne de la corde et donne à l'étalonnage à peu près l'amplitude standard.

Si nous augmentons la tension de corde, la fréquence des oscillations va augmenter; et si l'on continue à accroître cette

tension, le mouvement va devenir apériodique. Mais, dans ce cas, outre que nous n'avons plus l'étalonnage standard, la sensibilité est très diminuée. Elle le sera encore plus dans le cas de variations rapides du potentiel : la corde n'aura pas le temps d'atteindre le déplacement maximum auquel elle serait arrivée si ce potentiel avait été stationnaire. Ainsi nous ne pourrons pas empêcher l'overshoot de la corde dont nous nous sommes servi.

Nous remarquerons que A A′ n'est pas rigoureusement perpendiculaire à l'axe des temps. Le retard, de l'ordre de 2/100 de seconde, mis par la corde pour aller de A à A′, provient du temps de latence de mise en tension mécanique et du temps d'établissement des courants dans le circuit. Dans l'oscillographe cathodique, on aura aussi un léger retard qui résultera du seul temps de mise en charge du circuit.

3° Les conditions d'un mouvement apériodique.

Nous venons de voir comment la nature du mouvement de la corde peut varier selon sa vitesse de déplacement pour une même tension mécanique donnée. Pour une forte tension, le mouvement obtenu pourra être toujours apériodique, mais, comme nous l'avons vu, la sensibilité est alors très diminuée, et, de plus, il est rare qu'on puisse se maintenir dans les conditions d'étalonnage standard. De toute façon, il n'existe aucun critère physique permettant d'obtenir une corde rigoureusement apériodique, en particulier autour d'une apériodicité critique. Hertz [72] donne une équation fonctionnelle du mouvement de la corde. Mais il doit pour cela supposer que le fil conserve toujours la même épaisseur et le même diamètre, que le champ est uniforme et homogène; enfin, il néglige la résistance de l'air. De telles suppositions ne répondent nullement à la réalité : vu l'ordre de grandeur des dimensions employées, on n'aura jamais deux cordes identiques; il y a discontinuité médiane dans la répartition du champ; enfin, si la résistance de l'air, qui croît avec la vitesse de déplacement du fil, est négligeable

pour un galvanomètre ordinaire, il n'en est plus de même ici. L'amortissement par l'air sur un fil de quelques μ prend une importance probablement aussi considérable que celui dû aux forces d'induction. On n'a pas pu obtenir jusqu'à présent de théorie satisfaisante. Hertz reconnaît que ses équations ne sont valables que dans le vide ou avec une corde épaisse. Les équations qu'il établit, en tenant compte, en plus des courants induits, de l'amortissement par l'air, contiennent des quotients différentiels trop élevés et insolubles; elles sont donc inutilisables, comme le fait remarquer l'auteur [72] (1).

A l'oscillographe cathodique, notre tracé d'étalonnage (fig. 2, planche A) a une allure différente. On étalonnera les déflexions en réglant le bouton « amplitude ». Le millivolt est donné par un contacteur spécial. Lorsqu'on établit à partir du point A le courant d'étalonnage, le spot arrivera en B, l'amplitude étant réglée pour que ce déplacement soit de 1 cm. A mesure que le condensateur constitué par les capacités de liaison se charge, le spot va descendre exponentiellement jusqu'au point C. A la fermeture du circuit, la d.d.p. entre les deux plaques étant encore de 1 mV., le spot va aller de C en D, et on aura $CD = AB = 1$ cm. Puis les charges des capacités vont de nouveau s'équilibrer et le spot va monter de D en E. Nous remarquerons que AB n'est pas rigoureusement perpendiculaire : le temps mis pour arriver de A en B correspond à la mise en charge du circuit. Le faisceau d'électrons étant pratiquement dépourvu d'inertie, nous n'avons ici rien de semblable à l'overshoot. On sait, d'autre part, qu'un tel oscillographe permet d'enregistrer des fréquences de l'ordre du million. Pour ce qui est de la sensibilité de l'appareil, nous avons vu dans le chapitre précédent que les déviations sont rigoureusement proportionnelles aux variations de potentiel. L'allure expo-

(1) Nous remercions M. le Professeur Reboul de nous avoir aimablement aidé pour l'exposé de ces considérations mécaniques sur le mouvement de la corde du galvanomètre d'Einthoven.

nentielle des plateaux, tels que BC, DE, ..., dépendant de la base de temps propre du circuit d'étalonnage, n'influencera pas la courbe électrocardiographique.

B. — Les tracés électrocardiographiques.

Les comparaisons que nous voulons faire des tracés obtenus avec le galvanomètre à corde et avec l'oscillographe cathodique proviennent d'un certain nombre d'enregistrements normaux quelconques pris avec ces deux appareils. Pour des raisons techniques, nos enregistrements ne sont pas rigoureusement simultanés. En effet, nos deux oscillographes étant dans la même pièce, le seul fait de brancher le cathodique sur le secteur faisait vibrer la corde de notre galvanomètre au point d'en rendre la projection invisible. De plus, en dérivant les courants d'action simultanément dans les deux appareils dont les résistances ne sont pas identiques, on obtient une répartition inégale des courants, et l'on ne peut plus établir de comparaison entre les courbes. Nous avons donc, sur un sujet couché et préalablement reposé, en conservant les mêmes électrodes, pris une dérivation avec l'un de nos appareils et aussitôt après enregistré la même dérivation avec l'autre appareil. Nous ne pensons pas qu'en un temps aussi court il ait pu se produire des modifications physiologiques du tracé. Et nous croyons que s'il y a des différences elles sont imputables aux seuls appareils. Notre étude comparative porte sur les trois dérivations périphériques classiques.

Dans une première vue d'ensemble, après avoir examiné un certain nombre de tracés provenant des deux oscillographes, on constate que, d'une façon générale, les ondes rapides sont plus élevées au galvanomètre à corde, tandis que les ondes lentes semblent avoir une amplitude un peu moindre par rapport au cathodique. Nous avons vu, en examinant les tracés d'étalonnage, pourquoi l'inertie irréductible de la corde et la difficulté de la rendre apériodique lui faisaient dépasser sa position d'équilibre. Par contre,

lorsque le potentiel croît lentement, nous n'avons pas d'impulsion. La force vive du système n'est pratiquement pas accrue et le travail de la force électromagnétique servira à vaincre les forces antagonistes. Lorsqu'il y a impulsion, celle-ci est fonction de la vitesse. De sorte que, à toutes conditions égales, et pour un même potentiel dont la loi de variation est différente dans le temps, la vitesse et la force vive communiquées à la corde seront différentes. D'autre part, en ce qui concerne les ondes lentes, il arrive parfois que leur vitesse peut être assez grande pour produire une impulsion : en ce cas, l'onde lente en question dépassera en amplitude celle obtenue à l'oscillographe cathodique (cas de l'onde P).

De toute façon, on ne pourra établir nul rapport constant simple permettant de passer de l'un à l'autre des deux types de courbes.

Sur les graphiques que nous avons reproduits, nous désignerons par D 1, D 2 et D 3 les éléments de courbes enregistrées à l'appareil à corde, et par D' 1, D' 2 et D' 3 les éléments correspondants obtenus avec l'oscillographe cathodique. Nous avons toujours gardé la même vitesse de déroulement des films, notre appareil cathodique ne possédant qu'une seule vitesse. Ce déroulement se fait donc à la vitesse théorique de 2,4 cm./sec. (2,5 mm. représentent donc en abscisse 1/10 de seconde).

Dans le tableau suivant, nous rapportons les élongations des diverses déflexions obtenues dans 22 cas d'enregistrements simultanés avec chacun des deux appareils. Chaque chiffre romain correspond à un groupe de tracés simultanés pris chez le même individu. Nous avons inscrit sur la ligne horizontale supérieure les élongations obtenues avec le galvanomètre à corde et sur l'inférieure celles données par l'oscillographe cathodique. (Nous considérerons comme sans valeur les déflexions obtenues à l'appareil à corde en D 3 dans l'enregistrement VII, et en D 1 dans l'enregistrement XI. Ces tracés, d'un voltage excessivement bas, semblent résulter

Enregist.	P			Q			R			S			T		
	D^1	D^2	D^3	D^1	D^2	D^3	D^1	D^2	D^3	D^1	D^2	D^3	D^1	D^2	D^3
I	0,05	0,25	0,20	0,20	0,25	0	1,60	7	4,50	0	0	0	0,75	1,75	0,30
	0,50	0,50	0,20	0,10	0,25	0	5	6,50	3	0	0	0	2,50	2,50	0,30
II	0,50	1	0,50	1	1,50	0	4,50	9,50	7	1	0	0	2	3	1
	0,50	1	0,50	0,25	0,50	0	3	8	5,50	0	0	0	2	3	1
III	0,50	0,25	0,80	0	0	0	10	5	4	3	2,60	5	5	2	3
	0,50	0,80	0,10	0	0	0	3,50	5	2,25	0	0	1	2	4,50	2,25
IV	1,25	1	2	1,50	1	0	5	10	10,50	1	2,50	3	3,80	5	4
	0,50	1,50	0,75	0,20	0,50	0	1,75	4,50	3	0,20	0,60	0	2	3,50	1,50
V	0,50	1	0,50	0,50	1	0	5	8,50	5	0	0,75	0,75	2	2,30	0,60
	1,50	2	2	0,25	0,75	0	6,50	10,50	6	0	0,50	0,10	3	4,50	2
VI	0,50	1	0,75	0	0,50	1	2	5	5	1	4	3,20	2	4	2
	1	1,50	1	0	0,50	0,50	1,10	4	3,50	0,20	3	2	3,50	6	4
VII	0,50	0,50	0	0	0	0	4	10,50	2,50	2	3	0	1	1,50	0
	0,60	0,60	0,50	0	0	0,50	4	10	7,50	0	0	0	2	2,75	1,25
VIII	0,20	0,30	0,25	0	0	0,25	3	2	1,50	0,20	2	0	1	1	0,30
	0,50	0,75	0,50	0	0	0,25	4	2,50	1,50	0	1,50	0	2,25	2	0,75
IX	0,60	1	0,50	1,20	0,50	0	7	7,50	2,70	1,75	1,50	0	1,60	1,50	0,50
	0,75	1	0,50	0,60	0,10	0	5	5,25	1	0,50	0,25	0	1,75	2	0,75
X	0,45	0,30	0,50	1	0	0	5	4	1,30	0,25	1,50	1,50	1,50	1 .	0
	0,75	0,50	0,75	0,50	0	0	4,50	4	1,30	0	1,25	1	2	2,40	0
XI	0	0,50	0,10	0	0	1	1	3,50	5	0,75	1,50	0	0	0,50	0,50
	0,50	0,60	0,15	0,25	0	0,75	5,50	3	3,50	0	0,50	0	1	0,75	0,60

Enregistr.	P			Q			R			S			T		
	D^1	D^2	D^3	D^1	D^2	D^3	D^1	D^2	D^3	D^1	D^2	D^3	D^1	D^2	D^3
XII	0,25	0,50	0,25	0,30	0,50	0	5	6	3	0	0,25	0	1	1	0,50
	0,50	0,55	0,50	0,10	0,25	0	3,50	5	2	0	0	0	1,50	2	0,75
XIII	0,50	0,40	1	0	0	0,75	6	3,25	6	2	1	0	3	1	2,50
	0,75	0,50	0,50	0	0	0,25	5,25	3	3	0	0,70	0	3,50	2	1,50
XIV	0,30	0,50	0,20	0,25	0,50	0,50	3,50	7	5	1	0,25	0	1,50	4	2
	0,50	0,50	0,30	0,10	0,30	0,40	2,50	6	4,50	0,75	0	0	2	4,50	3
XV	0,50	0,75	0,50	0,50	1,25	0,50	5	9	5	2	1	0	3	2	0,25
	0,50	1	1	0,25	0,50	0,10	3	5	3	0,50	0,25	0	2	2	0,30
XVI	0,30	0,75	0,50	0,50	0,50	0	4	7	7,25	0	0	0	1,50	1	2
	0,50	1	0,50	0,10	0,50	0	2	6	3,25	0	0	0	1,50	1	1
XVII	0,50	1	0,50	0	1	2	2,50	12	10,50	1,50	1,50	1,50	2	3	1,25
	0,50	1	0,75	0	0,50	0,25	1,50	6	5,50	0,10	0,75	0,50	2	1,50	1,50
XVIII	0,50	0,50	0,10	1	0,20	0	10	10	1	2	1	0	3	2,50	1
	0,75	0,50	0,10	0,10	0,20	0	5	5	0,50	0,10	0	0	2	1,50	0,75
XIX	0	0,20	0,10	0	0	2	5	8	4	3	7	0	2	3,50	0,10
	0,25	0,30	0,20	0	0	1	2,50	2	1,80	0,50	2	0	1,50	1	0,20
XX	0,50	0,75	0,50	0	0	1	8,50	11	4	4	3	0	3	3	0,50
	0,50	1	0,50	0	0	0,30	4	5	2	2	1,25	0	2	2,25	0,50
XXI	0,30	0,75	0,10	0	0	0	3,50	10,50	6	1	0	0	1,60	2	0,20
	0,50	1	1	0	0	0	3	8,50	7	0	0	0	2	2,50	0,75
XXII		0,75			2,50			15			0			3,50	
		1			0,50			6			0			4	

de mauvais contacts ou d'une polarisation des électrodes.) Toutes nos déflexions sont exprimées en millimètres, c'est-à-dire en dixième de millivolt.

Après avoir condensé dans ce tableau les résultats qui nous ont permis d'exprimer plus haut les différences essentielles existant entre les courbes électrocardiographiques prises avec les deux appareils considérés, nous allons examiner séparément et comparer chaque déflexion.

L'onde P. — D'une façon générale, on peut dire que l'onde P est légèrement plus accentuée à l'enregistrement cathodique. Tout comme au galvanomètre, les ondes P en D 2 sont généralement plus élevées qu'en D 1 et D 3. Dans les enregistrements III, IV, nous avons des ondes auriculaires plus élevées à l'appareil à corde. Cela provient du fait que l'étalonnage du cathodique avait été réduit du tiers environ pour ces mêmes enregistrements.

Dans l'enregistrement XIII (planche C), l'onde P en D 3 est supérieure au galvanomètre à corde. L'allure pointue et bifide de cette onde, ainsi que le fait de dépasser vers le bas la ligne isoélectrique, nous laisse supposer que la corde a subi ici une légère impulsion.

On constate assez souvent des petites déformations du sommet de P avec l'enregistrement au galvanomètre. Elles consistent pour la plupart en crochetages et bifidités. Dans ce dernier cas, on a deux ondes pointues nettement séparées au sommet de P. Pour la plupart des auteurs, ces déformations ne revêtent pas toujours une signification pathologique. Cependant on ne trouve aucune précision sur la valeur exacte de cette bifidité. Pour certains, elle manifesterait un ralentissement dans la conduction interauriculaire, ce qui accentuerait évidemment l'asynchronisme des oreillettes. Pour d'autres, ces anomalies de l'auriculogramme seraient une présomption en faveur de troubles dans le domaine de la circulation pulmonaire [70]. En particulier, dans le cas de sténose mitrale n'ayant aucune manifestation clinique [73]. Enfin, on a voulu voir dans les crochetages et la bifidité

accentuée de l'onde P une des caractéristiques du syndrome coronarien.

L'enregistrement IX (planche B) en D 1 présente une onde P bifide. Au cathodique, on ne constate aucune bifidité dans la même onde : le potentiel de P croît, puis décroît d'une façon relativement lente. Il semble donc que la bifidité enregistrée à la corde ne soit pas autre chose qu'une oscillation mécanique propre qui a pu se manifester pendant que le potentiel de P varie d'une façon peu rapide.

Dans l'enregistrement XIII (planche C), nous constatons la même anomalie de P dans les trois dérivations; elle est surtout nette en D 3. Aucune trace de bifidité au cathodique, mais seulement une onde P très arrondie, permettant aussi dans ce cas à la corde de manifester ses oscillations propres.

Même observation pour P en D 3 dans l'enregistrement XX et en D 2 dans l'enregistrement XXI. Nous remarquons en XXI que P s'est inversée à la suite d'une extra-systole isolée survenue au cours de l'enregistrement de D' 2. Même remarque pour P oscillant en D 3 dans l'enregistrement XVI.

Les petites déformations du sommet de P constatées au galvanomètre à corde n'ont certes pas de signification pathologique. Il nous a paru cependant intéressant de remarquer que, sur un petit nombre d'enregistrement quelconque, le pourcentage de ces déformations est assez élevé et surtout qu'elles ne se manifestent aucunement à l'appareil cathodique. La discussion concernant ces anomalies de P semble perdre un peu de sa valeur lorsqu'elle est basée sur de tels enregistrements galvanométriques.

Pour nous résumer, nous pouvons dire que l'onde P étant la manifestation d'une variation de potentiel relativement lente, la corde ne présente pas en général d'impulsion. Cependant, comme il n'existe aucun critère nous permettant d'affirmer à partir de quelle vitesse la corde subit une impulsion, cette dernière peut se manifester pour certaines ondes auriculaires. Dans ce cas, P sera plus élevée dans l'enregistrement galvanométrique. De plus, si cette impulsion

s'associe à une décroissance lente de potentiel, les oscillations propres de la corde pourront se manifester, donnant à P un aspect crocheté ou bifide.

On conçoit que cet aspect se manifeste encore mieux si l'auriculogramme est élargi; et, dans ce dernier cas, si cet élargissement dépasse 0″10, il constitue seul l'anomalie. Remarquons enfin que l'impulsion peut parfois se produire dans la phase descendante de P : cette onde prendra alors un aspect diphasique.

Il semble difficile de pouvoir distinguer si, pour un enregistrement galvanométrique donné, de telles déformations sont d'origine mécanique ou répondent à une anomalie électrique du cœur.

Le segment PQ. — Ce segment ne présente aucune différence appréciable dans les deux types d'enregistrements. Les petits décalages normaux semblent aussi nets aux deux appareils.

L'accident Q. — L'onde Q est toujours une déflexion rapide : l'impulsion subie par la corde semble jouer, et nous constatons au galvanomètre une amplitude constamment supérieure ou au moins égale à celle de cette onde enregistrée à l'oscillographe cathodique. Selon la valeur de l'impulsion, la corde ira plus ou moins loin. Si, dans certains cas, l'onde Q du galvanomètre est égale à celle de l'appareil cathodique, elle est parfois trois à cinq fois plus élevée.

L'onde R. — L'onde R à l'appareil à corde est généralement supérieure à celle que donne l'oscillographe cathodique, du moins dans le cas d'une corde non apériodique, comme celle que nous avions. La rapidité avec laquelle varie le potentiel pour cette onde et sa valeur relativement élevée font que l'impulsion de la corde est ici assez élevée. Tout comme dans l'overshoot dont nous avons parlé au sujet de l'étalonnage, la corde ira au-delà de sa position de déviation stable. A toutes conditions égales, c'est-à-dire en gardant toujours la même corde à la même tension mécanique, on aura un over-

shoot plus élevé pour une variation plus rapide du potentiel. Or cette vitesse de variations n'est pratiquement jamais identique; il s'ensuit que la corde ne recevra jamais, à potentiel égal, deux fois la même impulsion. De plus, selon la valeur de la vitesse de déplacement, les coefficients que l'on devra affecter à la résistance de l'air ne seront pas les mêmes. Enfin, la vitesse de variation du potentiel n'est pas uniforme et présente souvent, aussi bien dans sa phase ascendante que dans sa phase descendante, de nombreuses irrégularités. Nous voyons donc que l'effet de l'overshoot sur l'onde R dépend de plusieurs facteurs. Si cette onde dépasse au galvanomètre à corde celle relevée à l'appareil cathodique de 1/2 à 2 mm. en moyenne, les cas ne sont pas rares où cette différence atteint 3 à 6 mm. Il semble difficile, sur une onde R obtenue au galvanomètre, de déduire la part qui revient à l'overshoot. Lorsque les deux versants de R sont semblables et s'il y a une onde S mécanique, on peut dire que la hauteur de S traduit la part de l'overshoot; mais encore faudrait-il que l'on soit sûr d'avoir une onde S purement mécanique.

Dans l'enregistrement I, le bas voltage de R en D 1 semble dû à un mauvais contact.

Dans l'enregistrement V (planche A), les ondes rapides du cathodique dépassent celles de l'appareil à corde de 1 à 2 mm. Ici nous avions augmenté la tension de la corde afin de diminuer le plus possible l'overshoot. La sensibilité des enregistrements galvanométriques a aussitôt nettement baissé. Toutes les déflexions sont plus faibles qu'à l'enregistrement cathodique. En plus, du fait que l'on ne se trouve plus dans le cas de l'étalonnage standard, nous ne pensons pas que l'overshoot ait été supprimé entièrement. En effet, malgré cette diminution de sensibilité, le rapport R/T des courbes galvanométriques reste nettement supérieur à celui des courbes cathodiques. Ceci nous laisse supposer que la force vive de la corde s'est manifestée durant l'inscription de la flèche rapide.

Dans l'enregistrement VIII (planche B), nous avons aussi

augmenté légèrement la tension mécanique de la corde. Les mêmes considérations que précédemment sur les rapports R/T nous font penser que l'overshoot n'a pas été encore entièrement supprimé.

Les empâtements, crochetages, bifidités et triphasismes de l'onde rapide n'ont pas de signification pathologique lorsque localisées en D 3 seulement [73]. On n'accorde une valeur pathologique à de telles déformations que si elles siègent près du sommet ou sur une déflexion de grande amplitude (troubles de la conduction).

Sur plusieurs des enregistrements galvanométriques, nous avons des ondes R qui présentent quelques altérations du type crochetage et bifidité. Si nous examinons les enregistrements correspondants du cathodique, nous ne voyons rien de semblable. Nous constatons cependant, quand l'onde R de la corde comprend de telles irrégularités, que la même onde au cathodique présente un point de variation plus lente de son potentiel, soit sur l'un de ces versants, soit sur les deux versants, soit au sommet. Cette lenteur dans la variation du potentiel va permettre à la corde de manifester ses oscillations mécaniques, tout comme nous l'avons vu pour l'onde P. Selon la durée de cette variation lente localisée, nous aurons un nombre variable d'oscillations; et selon sa position avant, après ou pendant une impulsion électromagnétique forte de la corde, nous aurons des altérations allant depuis le simple empâtement jusqu'à la bifidité et même à un aspect triphasique de R. Il est donc difficile d'interpréter de telles images à l'appareil à corde, d'autant plus qu'on ne peut pas les exclure à priori comme étant uniquement d'ordre mécanique; car, dans certains cas, on peut très bien constater à l'oscillographe cathodique des bifidités ou triphasismes de l'onde rapide. Dans de pareilles variations de potentiel, l'oscillographe à corde ne donne qu'une suite d'oscillations ni plus ni moins caractéristiques que les oscillations mécaniques pures.

Lorsque les déformations dont nous venons de parler se

trouvent sur une dérivation autre que D 3 et d'assez forte amplitude, elles sont attribuées classiquement à un obstacle dans la propagation du stimulus, soit dans le tissu différencié, soit dans le myocarde lui-même [73].

On a donc ingénieusement expliqué crochetages et bifidités par des rotations et des changements de sens les plus variés du vecteur axe électrique (Pardee). D'autres fois, « les crochetages de Q R S s'expliqueraient par la présence d'une onde P rétrograde » (Géraudel, Pezzi [*in* 73]). Bien que toutes ces explications puissent être exactes, il n'en est pas moins vrai que rien ne nous permet de différencier les malformations relevant d'un substratum pathologique et les artéfacts purement mécaniques d'un enregistrement électromagnétique.

Dans l'enregistrement III (planche A), nous avons un crochetage sur le versant ascendant de R en D 2 et un empâtement de tout le versant ascendant et du sommet en D 3. Ces anomalies ne répondent qu'à un léger ralentissement dans l'accroissement du potentiel de R à l'oscillographe cathodique.

Dans l'enregistrement VIII (planche B), nous avons en D 3 un double crochetage du sommet de R. Ceci correspond à une onde cathodique dont le potentiel décroît lentement.

Dans l'enregistrement IX, le sommet de R est crocheté en D 1 et en D 2; au cathodique, nous n'avons qu'un sommet un peu arrondi. En D 3, l'onde R est triphasée. La même onde du cathodique ne présente qu'une encoche qui n'atteint même pas la ligne isoélectrique.

Dans l'enregistrement X, le sommet de R en D 3 présente une suite de vibrations correspondant dans l'enregistrement cathodique à une onde arrondie dont le potentiel décroît lentement.

Dans l'enregistrement XI, nous avons un empâtement en D 2 des deux pieds de R, qui correspondent à de légers ralentissements dans la variation du potentiel enregistré au cathodique. En D 3, les deux ralentissements précités sont plus sensibles, de sorte que les empâtements sont devenus des crochetages nets.

Dans l'enregistrement XII, le sommet de R en D 3 présente un double crochetage qui correspond au cathodique à une onde R arrondie.

Dans l'enregistrement XIII, nous avons une onde R bifide en D 3. L'onde correspondante du cathodique ne présente aussi qu'un sommet arrondi.

Dans l'enregistrement XVIII (planche D) en D 3, nous avons une succession d'oscillations dans lesquelles il est impossible de distinguer le sens de R.

L'enregistrement cathodique nous montre une onde R dirigée vers le bas, de voltage très réduit.

Dans l'enregistrement XX, nous avons une bifidité très nette de l'onde rapide en D 3. Ces oscillations sont remplacées au cathodique par une onde à sommet arrondi.

L'accident S. — Cette déflexion est inconstante. Son absence ne présente aucune signification spéciale et son amplitude extrêmement variable peut atteindre jusqu'à 1 mV. sans qu'on y attache actuellement une valeur bien définie.

Pour ce qui est de la comparaison des ondes S à l'appareil cathodique et au galvanomètre à corde, on constatera l'importance beaucoup plus grande de S dans les appareils électromagnétiques, à moins qu'ils ne soient d'une apériodicité absolue.

Si nous considérons nos enregistrements simultanés, nous voyons que, lorsqu'elle existe aux deux types d'appareils, l'onde S est toujours plus profonde à l'appareil à corde, pouvant atteindre jusqu'à trois et six fois l'amplitude donnée par le cathodique.

On ne s'étonnera pas de la grande profondeur de S à l'appareil à corde si l'on songe que, dans le cas où cette onde représente une variation réelle de potentiel, la corde reçoit une forte impulsion par suite de la variation rapide et relativement élevée du potentiel de R à S.

Dans plusieurs de nos tracés simultanés, l'enregistrement galvanométrique présente une onde S qui n'existe pas au cathodique (ce qui s'oppose à l'onde Q, qui, lorsqu'elle est

présente au galvanomètre, l'est aussi au cathodique). De telles ondes S sont donc uniquement d'origine mécanique. Ce phénomène s'explique aisément par l'overshoot de la corde venant à la suite du versant descendant de R.

Dans certains cas, cependant, avec la même corde, bien que faisant suite à une onde R de voltage assez élevé, S ne figure pas du tout à l'enregistrement galvanométrique. Si nous remarquons alors la forme du versant descendant de R à l'appareil cathodique, nous constatons que le potentiel en ce point décroît lentement. Le pied de R va en s'élargissant à mesure qu'il s'approche de la ligne isoélectrique. Ce pied de l'onde rapide constituant apparemment le début du complexe lent [1], l'impulsion ou quantité de mouvement de la corde est minime, et, si elle reste assez élevée pour que la corde atteigne la ligne isoélectrique avant que le potentiel réel ne l'ait atteinte, elle est trop faible pour que la corde dépasse cette ligne.

Dans les enregistrements I et XVI, le fait se produit dans les trois dérivations.

Dans l'enregistrement II, on constate l'absence d'onde S à l'appareil corde en D 2 et D 3; il en est de même pour les enregistrements XXI et XXII (planche D).

Dans l'enregistrement XII (planche C), le même phénomène se produit en D 1 et D 3.

Enfin, cette diminution de l'impulsion sur le versant descendant d'une onde R d'assez fort voltage s'observe le plus souvent en D 3 seulement (enregistrements XI, XIII, XIV, XV, XIX, XX).

D'après Routier et Lequime [*in* 73], l'absence d'une onde S en D 1 et D 2 plaiderait en faveur d'une atteinte coronarienne. Une telle probabilité, si elle est basée sur l'observation des enregistrements galvanométriques, ne semble pas pouvoir s'étendre aux tracés cathodiques en général.

---

(1) Cf. chapitre Ier (Théorie de Craib).

L'onde T. — L'onde T, ou onde lente, présente une durée considérée comme normale entre 0″010 et 0″25. Elle traduit donc effectivement une variation lente de potentiel par rapport à R.

Le sommet arrondi de T et son étalement sur l'axe des temps à l'oscillographe cathodique nous montre bien cette variation lente de potentiel. Il ne semble pas qu'il puisse en aucun cas produire d'overshoot pour une telle onde. Si, d'ailleurs, le sommet de l'onde T présentait de l'overshoot, on devrait le retrouver au moment où T rejoint la ligne isoélectrique sous forme d'une petite déflexion dépassant plus ou moins cette ligne. En effet, le versant descendant de cette onde présente à peu près la même pente que son versant ascendant.

Au cours de nos enregistrements, nous n'avons pas constaté de grosses différences d'amplitude entre T enregistrée au galvanomètre et celle enregistrée au cathodique. D'après ces mêmes tracés, nous pensons cependant qu'à étalonnage rigoureusement identique dans les deux appareils, l'onde T est légèrement plus ample à l'oscillographe cathodique. C'est ce que l'on peut lire sur notre tableau, à l'exception de quelques tracés pour lesquels nous avions étalonné l'oscillographe cathodique au-dessous du centimètre (enregistrements III, IV, XVI, XVIII, XIX, XX).

Le segment S T. — Dans la description classique de l'électrocardiogramme faite surtout à partir d'enregistrements pris à l'appareil à corde, on situe sur une longueur variable du segment S T une phase « isoélectrique ». C'est-à-dire que, durant ce temps, la corde ne subit aucune déviation, et il y a « repos électrique du cœur ».

Si cependant nous examinons de près les courbes obtenues à l'oscillographe cathodique, nous ne voyons pas un tel segment qui soit réellement isoélectrique entre R et T. Depuis la fin de l'onde rapide au début de l'onde lente, le potentiel cardiaque varie avec des inflexions sans jamais se fixer à l'isopotentiel. Pour essayer d'expliquer ces différences, nous

classerons les enregistrements cathodiques en deux types : ceux sans onde S et ceux avec onde S.

Dans les enregistrements sans onde S, le pied de R atteint ou n'atteint pas la ligne isoélectrique. Dans les deux cas, après la variation de potentiel représentée par le versant descendant de R, la courbe va changer de sens en un point qui sera soit tangent à la ligne isoélectrique, soit légèrement au-dessus, et décrira le versant ascendant de T. Si nous considérons le segment S T dans les enregistrements correspondants du galvanomètre à corde, nous voyons qu'une partie plus ou moins importante de S T est isoélectrique. En partant du sommet de R, la corde subit une certaine impulsion. Lorsqu'elle s'approche du pied de cette onde, le potentiel va décroître plus lentement et s'étaler légèrement, comme cela peut se voir sur les tracés cathodiques sans onde S. Durant cette partie relativement lente du pied de R, la corde ne subira pas d'impulsion et sa force vive ne sera pas accrue. Néanmoins, du fait de l'impulsion du début, elle atteindra la ligne isoélectrique avant que le potentiel réel ne l'ait atteinte. Nous aurons ainsi un petit segment d'aspect isopotentiel. On conçoit que, selon la valeur relative de cette impulsion du début et du ralentissement final dans la variation du potentiel, la corde s'arrêtera à la ligne isoélectrique ou pourra même la dépasser, constituant alors ce que nous avons appelé une onde S d'origine mécanique.

Dans les enregistrements cathodiques présentant une onde S, nous pouvons faire le même raisonnement. Après le sommet de S, le spot va décrire d'abord assez vite, puis en ralentissant, le versant ascendant de cette déflexion. La courbe va ensuite s'infléchir plus ou moins et décrire le versant ascendant de l'onde T proprement dite. Ce que nous avons dit précédemment en partant du sommet de R peut être redit en partant du sommet de S. Mais à un degré moindre cependant, vu le peu d'impulsion que peut subir la corde à partir du sommet d'une telle onde, généralement de petit voltage par rapport à R. Ceci explique que, dans

le cas des enregistrements galvanométriques présentant une onde S réelle, la corde n'arrive pas tellement vite à la ligne isoélectrique; et l'on remarquera dans de tels enregistrements l'absence d'un segment réellement isoélectrique, tout comme aux cathodiques. S T présente une pente régulière plus ou moins accentuée. Nous pouvons constater sur les tracés une telle absence de segment isoélectrique à l'enregistrement galvanométrique coïncidant avec une onde S assez importante à l'appareil cathodique (enregistrements III en D 3, V en D 2, VI en D 2 et D 3, VIII en D 2, IX en D 1, XV en D 1, XVII en D 2, XIX en D 2, XX en D 1 et D 2).

Dans certains tracés, où la courbe cathodique ne présente pas d'onde S et où le minimum de potentiel entre R et T reste assez éloigné de la ligne isoélectrique (sans toutefois dépasser 1/10 de mV.), le même segment à l'appareil à corde sera aussi surélevé par rapport à la ligne isoélectrique après avoir ou non décrit une onde S.

Sur aucun de nos enregistrements cathodiques nous n'avons observé de segment isoélectrique coexistant dans les trois dérivations. Cependant, dans quelques-unes de nos courbes, nous pouvons remarquer en D 3 une partie de S T réellement isopotentielle. On notera que, dans de telles dérivations, les différentes ondes ont un voltage particulièrement bas; autrement dit, nous avons un axe électrique dont l'angle varie très peu aux environs de 30° (enregistrements I, IX, X, XII, XVIII, XIX). Le même segment isoélectrique se retrouve aux courbes correspondantes du galvanomètre à corde.

La présence d'un tel segment à l'appareil cathodique en D 3 n'implique pas que durant son inscription le courant cardiaque devient isopotentiel pendant un certain temps.

Si nous considérons le triangle d'Einthoven, il est facile de constater que si les déflexions en D 3 sont de faible amplitude (comme c'est le cas dans les dérivations considérées), le vecteur axe électrique du cœur ne s'écarte que peu de la perpendiculaire au troisième côté du triangle au cours de la révolution cardiaque. Rien ne nous empêche donc de sup-

poser qu'à un certain moment, entre R et T, ce vecteur reste un certain temps perpendiculaire au troisième côté du triangle d'Einthoven, ce qui explique la présence d'un segment isoélectrique. Mais l'axe électrique ne peut être perpendiculaire au même instant qu'à un seul des côtés de ce triangle. Ainsi nous ne retrouvons pas dans les autres dérivations de segment isoélectrique entre R et T.

L'axe vecteur va donc changer de sens en passant de R ou de S à T, mais ne restera pas nul durant un certain temps. Car s'il s'annulait réellement, les trois dérivations présenteraient au même instant un même segment rigoureusement isoélectrique. Donc le fait d'avoir quelquefois, au cours d'enregistrements de bas voltage (en D 3 le plus souvent) et dans une seule des trois dérivations, un segment isoélectrique ne signifie nullement que ce segment réponde à un repos électrique au cours de la systole ventriculaire.

Lorsqu'on a l'habitude de lire les tracés pris aux appareils électromagnétiques, qui correspondent à la morphologie classique de l'électrocardiogramme, on est un peu frappé, à la lecture des tracés cathodiques, par l'absence de ce segment isopotentiel; et l'aspect de cette variation continue dans la courbe entre R et T peut sembler anormal, surtout lorsqu'il coexiste, comme c'est souvent le cas, dans les trois dérivations.

Lorsque la courbe cathodique n'a pas d'onde S et que le segment R T est à peu près tangent par sa convexité à la ligne isoélectrique, on pourrait considérer de tels enregistrements comme présentant une surdénivellation concordante du segment S T. De plus, étant donné qu'il n'y a pas, à proprement parler, de portion isoélectrique, on aura tendance à voir dans des tracés de ce genre un raccourcissement du segment S T avec élargissement de T. De tels tracés n'ont cependant rien de pathologique, et on apprendra assez vite à ne considérer le segment S T comme anormal que si sa concavité est nettement au-dessus de 1 mm. à partir de la ligne isopotentielle.

Lorsque l'enregistrement cathodique présente une onde S, l'ascension uniforme avec une inflexion plus ou moins marquée du potentiel jusqu'au sommet de T fera penser à première vue à des enregistrements avec sous-dénivellations concordantes. Comme le plus souvent il n'y a pas de modification concomitante de R ni de T, on pensera à des tracés d'artériels (angor, hypertension, insuffisance gauche), ou bien à des sous-dénivellations concordantes du type transitoire. On est tenté de voir soit un « décalage oblique » qui n'a pas de valeur bien définie, soit en « cuvette » (angineux, neurotoniques), soit enfin en « palier » (angine ou lésions myocardiques après effort). Cependant, le plus souvent, l'inflexion entre S et T se fait au-dessus de la ligne isoélectrique, et nous nous trouvons de nouveau dans le cas d'une surdénivellation apparente.

D'une façon générale, dans tous les cas où l'on a une onde S très caractérisée et un segment S T difficile à déterminer, on considérera l'enregistrement cathodique obtenu comme correspondant à un enregistrement électromagnétique « avec décalage S T » si la partie moyenne du segment de courbe infléchie S T est éloignée de plus de 1 mm. de la ligne isopotentielle dans l'un ou l'autre sens.

Le rapport R/T. — Le rapport R/T que nous avons établi pour chaque dérivation simultanée ne présente aucun intérêt particulier, du moins en l'état actuel de l'électrocardiographie. L'étude de ce rapport dans les deux appareils semble être en quelque sorte purement spéculatif. Nous avons cependant tenu à en montrer les résultats, car ils résument, en somme, tout ce que nous avons dit jusqu'ici sur les différences essentielles des tracés pris avec les deux types d'appareils. Ainsi, quelle que soit la valeur relative des impulsions subies par la corde au cours des variations rapides du potentiel cardiaque, nous avons dans tous nos tracés un rapport R/T constamment plus élevé à l'appareil à corde.

Bien que ce rapport ne nous apporte aucun renseignement nouveau, nous pouvons cependant en déduire quelques consé-

quences théoriques. Tout d'abord, il confirme le fait que les déformations d'ordre mécanique sont inhérentes à l'appareil à corde, en particulier à son inertie, et, sans enlever à ce dernier toute sa valeur, on doit cependant convenir que le tracé cathodique donne une représentation plus exacte des variations du potentiel au cours de la révolution cardiaque. La même remarque vaut pour les études expérimentales de laboratoire.

En second lieu, on peut déduire de la constante différence de R/T aux deux appareils que l'onde T est en fait souvent plus élevée par rapport à l'onde R qu'on ne l'admet généralement. Le rapport R/T à l'oscillographe cathodique est assez fréquemment inférieur à 1, ce qui implique une onde T de voltage plus élevé que l'onde R. Comme l'on pourra s'en rendre compte dans le tableau ci-dessous, ne comportant que très peu d'enregistrements, on a assez souvent une telle onde T.

Par ailleurs, nous avons vu, au début de ce chapitre, que la courbe de sensibilité de l'appareil d'Einthoven est loin

ENREGIS-TREMENTS	D1 R/T	D'1 R/T	D2 R/T	D'2 R/T	D3 R/T	D'3 R/T
I.....	2,14	2	4	2,6	15	10
II.....	2,25	1,50	3,17	2,67	7	5,5
III.....	2	1,75	2,50	1,11	1,33	1
IV.....	1,35	0,87	2	1,28	2,62	2
V.....	2,5	2,10	3,70	2,33	8,33	3
VI.....	1	0,31	1,25	0,70	2,5	0,37
VII.....	4	2	7	3,63	»	6
VIII.....	3	1,77	2	1,25	5	2
IX.....	4,38	2,90	5	2,62	5,40	1,33
X.....	3,33	2,25	4	1,66	0	0
XI.....	»	5,5	6	4	10	5
XII.....	5	2,80	6	2,5	6	2,66
XIII.....	2	1,60	3,25	1,5	2,4	2
XIV.....	2,33	1,25	1,75	1,33	2,50	1,50
XV.....	1,67	1,50	4,50	2,50	20	10
XVI.....	2,66	1,33	7	6	3,65	3,25
XVII.....	1,25	0,75	4	4	8,40	3,67
XVIII.....	3,33	2,5	4	3,33	1	0,70
XIX.....	2,5	1,66	2,66	2	40	16
XX.....	2,84	2	3,66	2,22	8	4
XXI.....	2,5	1,5	5,25	3,4	30	9,33
XXII.....	»	»	4,30	1,50	»	»

d'être une fonction linéaire. Ce fait est considéré comme de peu d'importance étant donné l'intérêt généralement réduit attribué à la valeur quantitative des accidents électrocardiographiques. Cependant, si telle est notre attitude actuelle, rien ne nous permet de dire qu'il en sera toujours ainsi. Et nous pensons que des mesures exactes présentent plus d'intérêt que des approximations.

Un oscillographe cathodique donnera toujours une amplitude égale pour un même potentiel. On ne peut pas en dire autant d'un appareil électromagnétique.

Selon la vitesse de variation du potentiel, donc selon l'impulsion, on aura une flèche rapide de hauteur différente.

En second lieu, suivant la partie considérée de la courbe de sensibilité, les déflexions seront plus ou moins proportionnelles au courant à mesurer.

En outre, chaque fois que l'on changera de corde, comme on n'aura jamais deux cordes identiques, la nouvelle courbe de sensibilité sera différente, de même que la valeur de l'overshoot.

Enfin, les tracés changeront complètement d'allure suivant que la corde sera absolument apériodique ou d'amortissement moindre.

Il est évident qu'avec une telle variabilité dans les enregistrements galvanométriques, il serait difficile d'accorder aux potentiels enregistrés une valeur quantitative. Il se pourrait cependant que l'emploi systématique, tant en clinique que dans le domaine expérimental, d'appareils cathodiques permette de trouver des relations intéressantes en ce qui concerne le mécanisme cardiaque et la valeur exacte des différentes ondes de potentiel ou de leurs rapports.

N'avons-nous pas d'ailleurs déjà des exemples de relations quantitatives en électrocardiographie ? Le triangle d'Einthoven et les relations qui en découlent dans les trois dérivations classiques, datant du début du siècle, sont un exemple du parti que l'on peut tirer de la mesure des dé-

flexions. On conviendra que l'étude de l'axe électrique du cœur n'est pas entièrement dépourvue d'intérêt clinique.

Quant à la vectographie, actuellement à ses débuts, son étude et ses applications n'ont de sens qu'avec des appareils permettant un enregistrement exact de la courbe de variation du potentiel cardiaque.

CONCLUSIONS

I. — Dans le premier chapitre, nous exposons les diverses théories voulant donner une explication de la courbe électrocardiographique. Nous suggérons à ce sujet les avantages possibles, au point de vue expérimental, d'un appareil de mesure exact des courants d'action musculaires.

II. — Dans le deuxième chapitre, nous donnons une description des deux types d'appareils dont nous nous sommes servi.

III. — Dans le troisième chapitre, nous comparons vingt-deux tracés pris simultanément avec un galvanomètre à corde d'amortissement moyen et un oscillographe cathodique. Nous concluons de cet examen :

a) Les ondes rapides, et en particulier l'onde R, sont plus élevées, par suite de l'overshoot, dans l'appareil à corde que les ondes correspondantes de l'appareil cathodique.

b) Les ondes lentes P et T sont légèrement plus amples à l'oscillographe cathodique, sauf pour l'onde P lorsqu'elle est assez rapide pour donner à la corde une impulsion.

c) L'onde S n'est souvent qu'une onde purement mécanique et ne se voit dans ce cas que dans l'appareil électromagnétique.

d) Certaines déformations d'onde, du type crochetages, bifidités ou diphasismes, ne sont, dans certaines conditions, que la manifestation des oscillations propres de la corde. De plus, il est pratiquement impossible de distinguer de telles vibrations des anomalies graphiques provenant réellement de troubles cardiaques.

e) On ne constate pas à l'enregistrement cathodique de segment isoélectrique coexistant dans les trois dérivations périphériques dans leur raccord S T.

Presque constant à l'appareil électromagnétique, un tel segment semble être d'origine mécanique. Sa description étant classique dans l'étude du ventriculogramme, on est frappé par son absence dans la courbe cathodique, au point d'y voir des « décalages de S T » lorsqu'on n'est pas averti de cette différence dans les deux types de tracés.

f) Aussi bien par sa courbe de sensibilité non linéaire que par la variabilité des amplitudes suivant diverses conditions mécaniques, l'enregistrement galvanométrique ne peut pas avoir de valeur quantitative.

g) Notre examen n'a porté que sur des électrocardiogrammes normaux pris dans les trois dérivations périphériques classiques.

Il serait intéressant d'étudier l'allure des courbes cathodiques dans les cas pathologiques et de voir, en particulier, les avantages que l'on peut tirer d'un tel enregistrement dans les tracés de haute fréquence.

SERMENT

En présence des Maîtres de cette Ecole, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Reconnaissant envers mes Maîtres, je tiendrai leurs enfants et ceux de mes confrères pour des frères, et, s'ils devaient apprendre la médecine ou recourir à mes soins, je les instruirais et les soignerais sans salaire ni engagement.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes, et, si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.

Vu : *Le Doyen*,
R. DUPÉRIÉ.

Vu, bon a imprimer :
Le Président,
DAMADE.

Vu et permis d'imprimer :

Bordeaux, le 27 décembre 1947.
Le Recteur de l'Académie,
A. MARCHAUD.

PLANCHES

ADDENDUM

Comme il est facile de s'en rendre compte sur nos tracés, la vitesse d'entraînement du film est légèrement supérieure pour l'appareil à corde par rapport à l'oscillographe cathodique.

Ceci ne fait qu'étaler un peu plus les ondes du cathodique par rapport à celles du galvanomètre. Mais tous les enregistrements cathodiques resteront semblables par rapport à eux-mêmes.

Quant aux dissemblances que nous exposons, nous rappelons qu'elles ne concernent aucunement l'axe des temps; une telle comparaison serait dépourvue de sens, car on conçoit bien que, pour un individu donné, l'étalement de son électrocardiogramme dépend uniquement de la vitesse du film. D'autre part, il semble assez difficile de pouvoir obtenir dans deux appareils de fabrication différente des moteurs rigoureusement synchrones.

Quelle que soit donc la vitesse d'entraînement relative des deux appareils, nous aurons toujours de l'overshoot, des crochetages, des bifidités, des ondes S d'origine mécanique, des différences dans le rapport R/T, et diverses déflexions parasites dues aux oscillations de la corde; ce sont là les seules déformations considérées.

Nous faisons remarquer, de plus, que l'emploi du cathodique pourrait peut-être permettre des relations quantitatives que l'emploi des appareils électromagnétiques nous empêche actuellement d'envisager : ceci est aussi indépendant de la vitesse d'entraînement.

Quant au segment S T, s'il n'est pas isoélectrique avec un moteur lent, à fortiori ne le sera-t-il pas avec une vitesse d'entraînement supérieure.

La figure 3, planche D, représente une microphotographie de l'extrémité inférieure de la corde employée, à la tension d'étalonnage standard. (Gross. 50.)

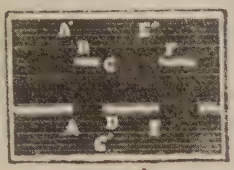


Fig.1

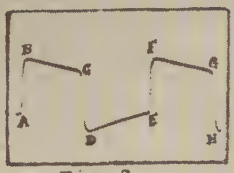
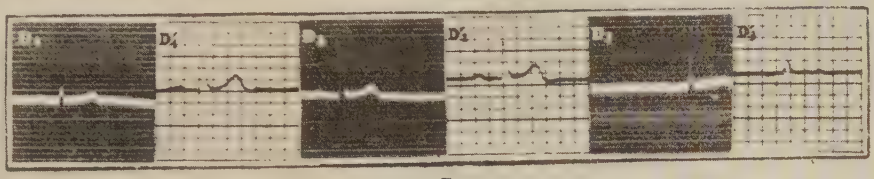
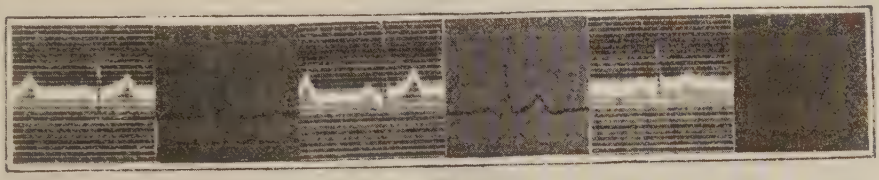


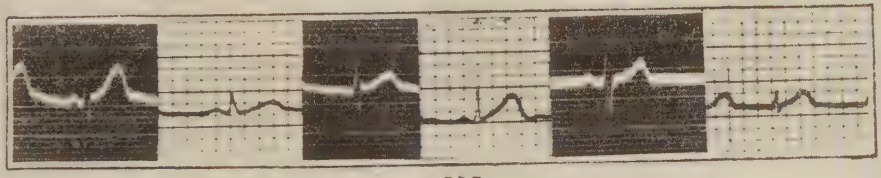
Fig.2



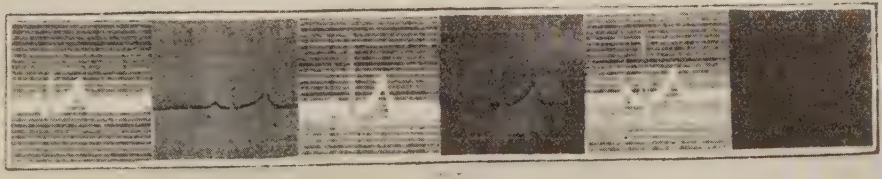
I



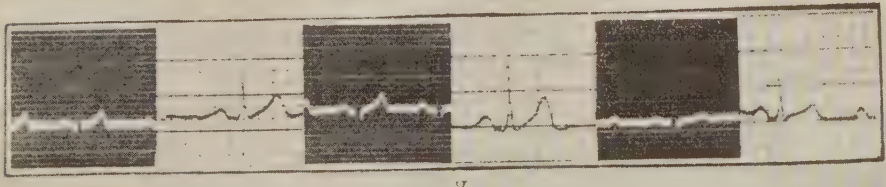
II



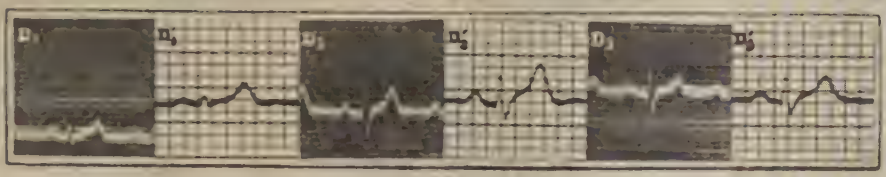
III



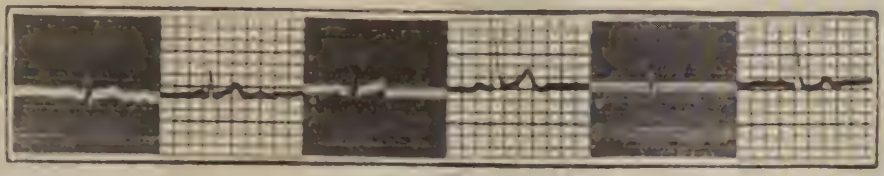
IV



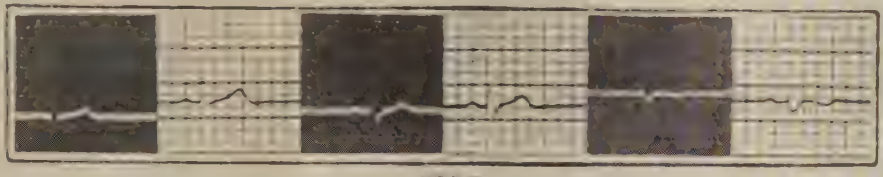
V



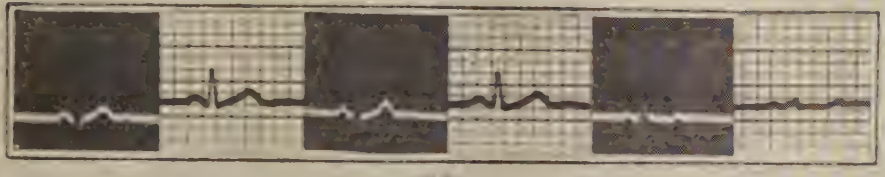
VI



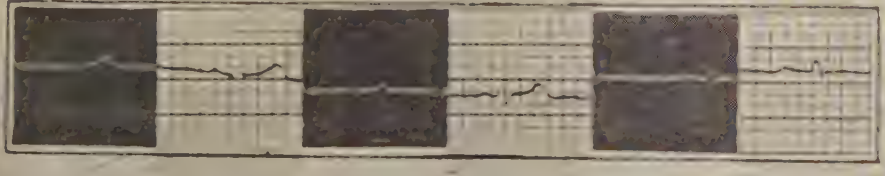
VII



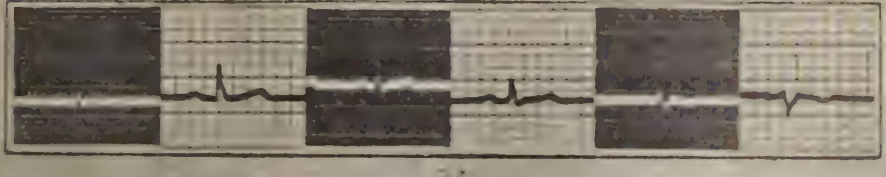
VIII



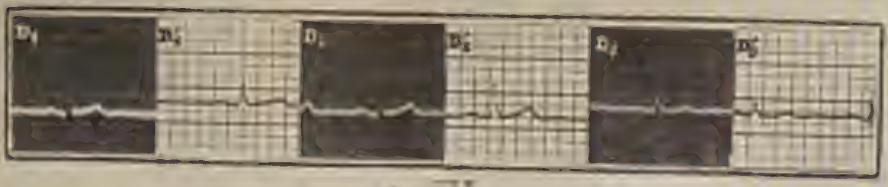
IX



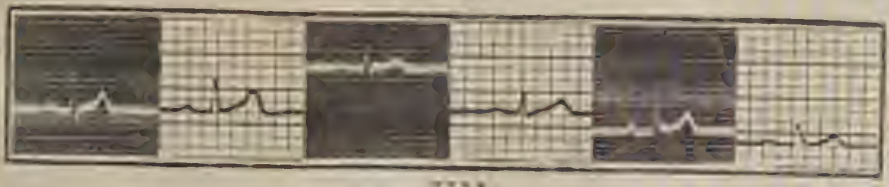
X



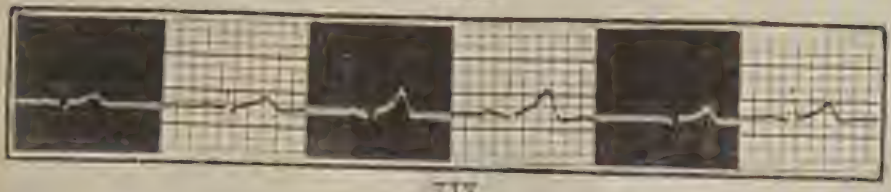
XI



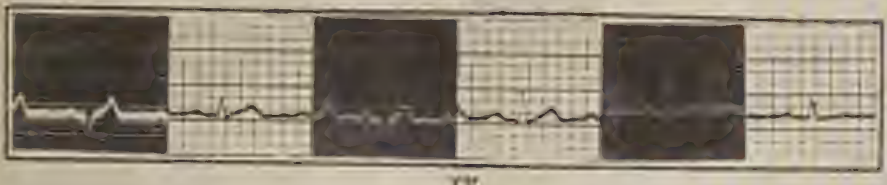
XIII



XIII

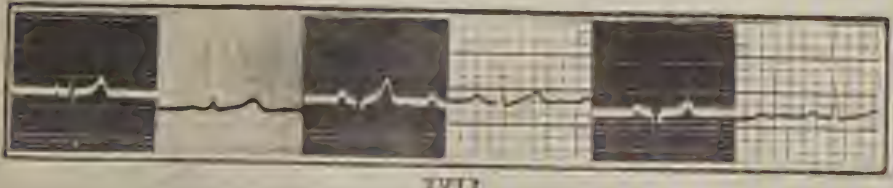


XIV

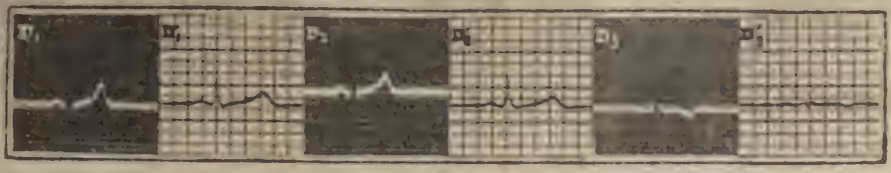


XV

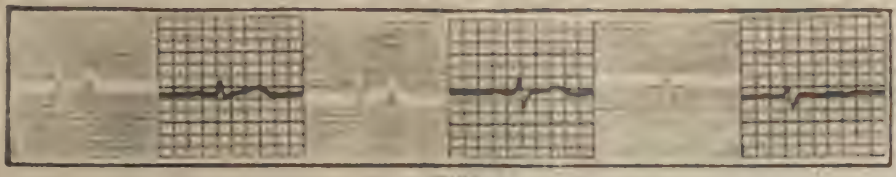
XVI



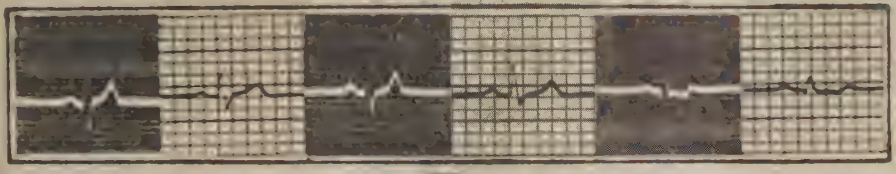
XVII



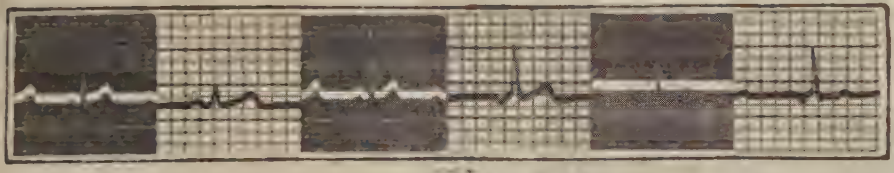
XVIII



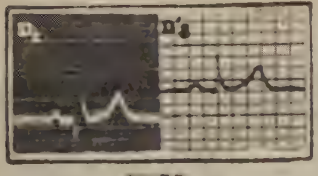
XIX



XX



XXI



XXII

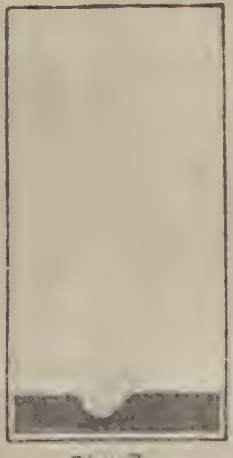
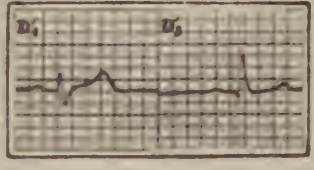


Fig 3



BIBLIOGRAPHIE

I. — Des courants d'action du cœur.

1. Bernstein. — Elektrobiologie. Braunschweig, 1912.
2. Bishop and Gilson. — *Amer. J. of Physiol.*, 87, 135, 1929.
3. Boer (de). — *Arch. internat. pharmacol.*, 46, 477, 1933.
4. — *Zeitschr. f. Kreislauff.*, 27, 155, 1935.
5. — *Cardiologia*, 2, 292, 1938.
6. Canfield. — *Heart*, 14, 71, 1927.
7. Craib (W. H.). — *Heart*, 14, 71, 1927.
8. — *The J. of Physiol.*, 66, 49, 1928.
9. — *Med. Res. Counc.*, Spec. Rep. Serie, n° 147, London, 1930.
10. Deglaude (L.) et Laubry (P.). — Les dérivations précordiales. Baillière, édit., 1946.
11. De Meyer. — *Arch. internat. de physiol.*, 15, 1914.
12. — *Ibid.*, 16, 65, 1921; 18, 509, 1921.
13. De Meyer et De Ruyter. — *Presse médicale*, 13 avr. 1932.
14. Deglaude et Emanzadé. — *Arch. des mal. du cœur*, 34, 108, 1941.
15. Donzelot (E.) et Ménétrel (B.). — *Bull. et Mém. de la Soc. méd. des Hôp. de Paris*, 13 janv. 1939.
16. Donzelot (E.). — *Presse médicale*, 6 janv. 1942.
17. Donzelot (E.), Meyer-Heine et Jammet. — *Presse médicale*, 2 févr. 1946.
18. Duchosal et Lambert. — *Arch. des mal. du cœur*, 28, 409, 1935.
19. Duchosal (P. W.). — *Méd. et Hyg.* (Genève), 94, 95, 1947.
20. Einthoven. — *Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol.*, 89, 472, 1903; 120, 275, 1913.
21. — *Arch. internat. de physiol.*, 4, 132, 1906.
22. — *Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol.*, 122, 517, 1908; 149, 65, 1912.

23. Einthoven, Fahr et De Waart. — *Arch. f. d. ges. Physiol.*, 151, 275, 1913.
24. Einthoven, Bergonsius et Bijtel. — *Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol.*, 164, 167, 1916.
25. Einthoven. — *Arch. néerland. de physiol.*, 9, 406, 1924.
26. Frédéricq (H.). — *Arch. internat. de physiol.*, 18, 1921.
27. — Aspects actuels de la physiologie du myocarde. Presses univ., Paris, 1926.
28. — Principes de physiologie générale. Masson, édit., Paris, 1943.
29. Géraudel. — *Presse médicale*, 1935, p. 297.
30. — Encyclopédie médico-chirurgicale : Cœur. 11003, 2e éd., 1944.
31. Gilson (A. S.). — *Amer. J. of Physiol.*, 82, 533, 1927.
32. — *Ibid.*, 89, 121, 1929.
33. Hermann — *Archiv. f. d. ges. Physiol.*, 15, 233, 1877; 16, 191, 1878.
34. — Handbuch der Physiologie, Leipzig, 1879.
35. Jongh (C. L. de). — Dissert, Leyden, 1923.
36. Katz (L. N.). — *Amer. J. Physiol.*, 72, 655, 1925.
37. Katz (L. N.) and Rabinow. — *Amer. J. Med. Sc.*, oct. 1936.
38. Katz (L. N). — *Physiological Rev.*, 27, 398, 1947.
39. Lewis, Meakins and White. — *Philos. Trans.*, série B, 205, 375, 1914.
40. Lewis et Rothschild. — *Philos. Trans.*, série B, 206, 181, 1915.
41. Lewis (T.). — *Philos. Trans.*, série B, 207, 223, 1916.
42. — *Arch. of Internat. Med.*, 30, 269, 1922.
43. — The mecanism and graphic Registration of the Heart Beat, London, 1925.
44. Lutembacher (R.). — Le bigramme humain. *Ann. de méd.*, 1923.
45. — Les courbes monopolaires. *Ibid.*, 1933.
46. — Le myocarde. Masson, édit., Paris, 1940.
47. Mac Leod (A. G.). — *Amer. Heart. J.*, 15, 165, 1938; 15, 402, 1938.
48. Ménétrel (B.). — *Arch. des mal. du cœur*, 31, 697, 1939.
49. Routier. — *Arch. des mal. du cœur*, 31, 697, 1938.

50. — *Paris méd.*, 18, 4 mai 1940.
51. Schoefer (H.). — Electro-physiologie. Wien, 1940-1942.
52. Starling-Evans. — Principles of Hum. Physiology. Churchill, edit., London, 1947.
53. Waller. — *Journ. physiol.*, 8, 229, 1887.
54. Wilson and Hermann. — *Heart*, 8, 229, 1921.
55. Wilson (F. N.). — *Am. Heart J.*, 5, 599, 1930.
56. Wilson (F. N.), Mac Leod (A. G.) and Barker (P. S.). — *Am. Heart J.*, 7, 207, 1932; 7, 305, 1932.
57. — The distribution of currents of action and of injury. *Am. Arbor*, 1933.
58. — *J. of Physiol.*, 16, 423, 1933.
59. Wilson, Mac Leod, Barker et Johnston (F. O.). — *Am. Heart J.*, 10, 46, 1934.
60. Zarday (I.). — *Zeitsch. Klin. Med.*, 140, 514, 1942.

II. — Des appareils et des tracés.

61. Ader. — *Compte rendu de l'Acad. des Sc.*, 124 S, 1440, 1897.
62. Bruhat (G.). — Electricité. Cours de phys. gén. Masson, édit., Paris, 1947.
63. Chwolson (O. D.). — Traité de physique, t. IV.
64. Einthoven. — *Ann. d. Phys. u. Chem.*, 12, 1059, 1903.
65. — *Ibid.*, 14, 182, 1904.
66. — *Ibid.*, 16, 20, 1905.
67. — *Ibid.*, 21, 483-665, 1906.
68. Edelmann. — Saitengalvanometer. München, 1906.
69. Ernstene (A. C.) and Levine (S. A.). — *Amer. Heart J.*, 4, 725, 1929.
70. Fattorusso (V.) et Ritter (O.). — Atlas d'électrocardiographie. Masson, édit., Paris, 1948.
71. Hausrath. — Die Saitengalvanometer. Leipzig, 1911.
72. Hertz. — *Zeitschr. f. Math. u. Phys.*, 58, 1, 1910.
73. Jouve (A.), Senez (J.) et Pierron (J.). — Diagnostic électrocardiographique. Masson, édit., Paris, 1946.
74. Lian et Minot. — *Arch. des mal. du cœur*, 31, 839, 1938.

75. Lian, Minot et Welti. — Phonocardiographie. Masson, édit., Paris, 1941.
76. Lutz. — *Zeitschr. f. Instrumenk.*, 252, 1940.
77. Rogers (F. T.). — *The Rev. of Scient. Instrum.*, 12, 352, 1941.
78. Salomonson. — *Proc. K. Acad. Amst.*, 8, 210, 1905.
79. — *Physikal. Zeitschr.*, 8, 195, 1907.
80. Scherf (F.). — Electrocardiographie clinique, 1943.

Dépôt légal en 1951 (2e trimestre).

25.719. — Imprimeries Delmas, Bordeaux 31.0192).